



Edwards Critical Care Education

GUÍA RÁPIDA DE

Cuidados Cardiorespiratorios

2ª EDICIÓN



Edwards

Esta guía de referencia la presenta Edwards Lifesciences LLC como un servicio al personal médico. La información recogida en esta guía de referencia ha sido compilada a partir de la bibliografía científica disponible. Aunque se han realizado todos los esfuerzos posibles por ofrecer una información fidedigna, los editores y la editorial no pueden responsabilizarse de su absoluta corrección. Esta guía no pretende ser ni debería interpretarse como un consejo médico. Para cualquier tipo de empleo, deben consultarse las guías informativas, los prospectos y los manuales de uso de los diversos fármacos y dispositivos. Edwards Lifesciences LLC y los editores rechazan cualquier responsabilidad derivada, directa o indirectamente, del uso de los fármacos, dispositivos o procedimientos descritos en esta guía de referencia.

Nota: El objetivo de los algoritmos y protocolos incluidos en este libro es servir únicamente como referencia educativa. Edwards no refrenda ni respalda ningún algoritmo o protocolo específico. Es responsabilidad del especialista o centro médico seleccionar el tratamiento más apropiado en cada caso.

ISBN 978-0-615-27887-2



Edwards Critical Care Education

GUIA RÁPIDA DE

Cuidados Cardiorespiratorios

EDITORES DE LA SEGUNDA EDICIÓN

William T. McGee, MD, MHA

Director – Mejoría del Rendimiento en las UCI
División de Medicina Intensiva – Centro Médico Baystate/
Profesor Asociado de Medicina y Cirugía
Facultad de Medicina de la Universidad Tufts

Jan M. Headley, BS, RN

Directora de Marketing Clínico y Educación Profesional
Edwards Lifesciences, Medicina Intensiva – Norteamérica

John A. Frazier, BS, RN, RRT

Gestor, Marketing Clínico y Educación
Edwards Lifesciences, Medicina Intensiva – Mundial

EDITOR DE LA PRIMERA EDICIÓN

Peter R. Lichtenthal, M.D.

Director, Anestesia Cardiorácica
Centro de Ciencias de la Salud de Arizona
Universidad de Arizona

COLABORADORES Y REVISORES

Jayne A.D. Fawcett, RGN, BSc, PgDipEd, MSc, PhD

Director de Estudios Clínicos

Edwards Lifesciences, Medicina Intensiva – Mundial

Diane K. Brown, RN, MSN, CCRN

Hoag Memorial Hospital Presbyterian

Newport Beach, California

Barbara “Bobbi” Leeper, MN, RN, CCRN

Enfermera Clínica Especialista en Servicios Cardiovasculares

Centro Médico de la Universidad Baylor

Dallas, Texas

Enrique A. Romero M.D.

Chief of Intensive Care Unit

Chief of Critical Care and Emergency Department

Hospital Privado Centro Medico de Cordoba

Cordoba- Argentina

Angela Duque

Licenciada en Enfermería, Colombia.

Consultora Edwards America Latina

GUÍA RÁPIDA DE CUIDADOS CARDIORESPIRATORIOS

INFORMACIÓN CLÍNICA PERTINENTE DIRIGIDA A LOS ESPECIALISTAS EN CUIDADOS CRÍTICOS

En 1998, se publicó la primera *Guía rápida de cuidados cardiorespiratorios*. El objetivo de la *Guía rápida* fue proporcionar una referencia útil para la monitorización hemodinámica y la evaluación de la oxigenación en los enfermos críticos. Hasta la fecha, se han entregado más de 100.000 copias de la versión original a especialistas en cuidados críticos de todo el mundo.

Esta 2ª edición de la *Guía rápida* refleja las prácticas actuales y los cambios tecnológicos. Los cuidados críticos ya no es una especialidad limitada por cuatro paredes.

Los enfermos críticos se tratan en diferentes zonas del hospital, especialmente a medida que la población envejece y aumentan los problemas agudos. En los últimos 10 años, las técnicas de monitorización menos invasivas se han convertido en parte de los procedimientos de evaluación y cuidados habituales. Se publican y utilizan a diario árboles de decisión y algoritmos que emplean parámetros de monitorización fisiológicos.

En esta edición, el orden de los contenidos refleja los conceptos actuales en cuanto a estrategias de evaluación y mejoras tecnológicas con las que monitorizar al paciente. Además, se han incorporado las secciones pertinentes de la *Guía rápida al acceso venoso central* para que la edición de esta guía de referencia resulte más exhaustiva.

La *Guía rápida* se organiza en secciones basadas en la lógica fisiológica. La primera sección comienza con una revisión del aporte y consumo de oxígeno, incluidos los determinantes, las implicaciones de un desequilibrio y las herramientas de monitorización disponibles.

En la siguiente sección se presentan las técnicas básicas de monitorización, incluidas las tecnologías de monitorización mínimamente invasivas, así como los parámetros funcionales hemodinámicos. Los avances tecnológicos han permitido el uso de técnicas menos invasivas o mínimamente invasivas en la valoración tanto del gasto cardíaco como de la saturación venosa de oxígeno. Se facilitan los árboles de decisión publicados en los que se incluye el uso de parámetros obtenidos con tecnologías menos invasivas.

Las secciones posteriores presentan técnicas de monitorización más avanzadas, incluido el catéter Swan-Ganz, que ha sido la piedra angular para el cambio en la práctica de los cuidados críticos desde principios de la década de 1970. Los catéteres varían desde un catéter con doble luz hasta un catéter integral que proporciona al especialista presión continua, gasto cardíaco continuo, volumen telediastólico continuo y oximetría venosa continua. Muchos pacientes críticos requieren este tipo de monitorización avanzada y continua y, con la aplicación apropiada de los árboles de decisión, el cuidado del paciente puede mejorarse.

Debido a que la práctica de los cuidados críticos y sus tecnologías asociadas éstos siempre están en constante cambio y mejora, la *Guía rápida* no pretende abordar todos los aspectos y necesidades de esta especialidad. En lugar de ello, ha sido escrita para ofrecer una referencia rápida en la que pueda apoyarse el especialista para ofrecer el mejor cuidado posible a los enfermos críticos.

ÍNDICE

ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA

Aporte de oxígeno.....	3
Consumo de oxígeno.....	4
Uso del oxígeno.....	5
Relaciones VO_2 / DO_2	6
Anatomía funcional.....	7
Arterias y venas coronarias.....	8
Ciclo cardíaco.....	10
Perfusión de las arterias coronarias.....	12
Definición de gasto cardíaco.....	13
Definición y mediciones de la precarga.....	14
Ley de Frank-Starling	
Curvas de complianza ventricular	
Definición y mediciones de la poscarga.....	16
Definición y mediciones de la contractilidad.....	17
Familia de curvas de función ventricular	
Pruebas de función pulmonar.....	19
Equilibrio acidobásico.....	20
Curva de disociación de la oxihemoglobina.....	21
Ecuaciones del intercambio de gases pulmonares.....	22
Shunt intrapulmonar.....	23

MONITORIZACIÓN BÁSICA

Monitorización de la presión fisiológica.....	26
Componentes de un sistema de medición de la presión fisiológica.....	26
Mejores prácticas en la configuración de un sistema de medición de la presión fisiológica para monitorización intravascular.....	27
Mejores prácticas en la nivelación y el ajuste a cero de un sistema de transductor de presión fisiológica.....	29
Mejores prácticas en el mantenimiento de un sistema de transductor de presión fisiológica.....	30
Repercusión de una nivelación inapropiada sobre las lecturas de presión.....	31
Fidelidad de la forma de onda y respuesta de frecuencia óptima.....	32
Sistemas de monitorización de la presión.....	33
Determinación de la respuesta dinámica.....	34
Prueba de onda cuadrada.....	36
Técnica de medición.....	37
Monitorización intra arterial.....	38
Acceso venoso central.....	40
Tipos de dispositivos de acceso venoso central.....	40

Aplicaciones, contraindicaciones y complicaciones.....	41
Detalles del catéter venoso central.....	44
Designaciones de luz y velocidades de perfusión.....	46
Atenuación de la infección.....	47
Introdutores como vía central.....	48
Puntos de inserción.....	50
Colocación de la punta del catéter.....	52
Monitorización de la presión venosa central.....	53
Forma de onda de la PVC normal.....	54

MONITORIZACIÓN MÍNIMAMENTE INVASIVA AVANZADA

El algoritmo del sistema FloTrac.....	58
Ajuste del sensor del sistema FloTrac.....	64
Ajuste y puesta a cero del monitor Vigileo.....	66
Variación del volumen sistólico (VVS).....	68
Algoritmo VVS del sistema FloTrac/Vigileo.....	74
Administración de líquidos y sistema FloTrac/Vigileo.....	75
Fisiología y aplicaciones clínicas de la oximetría venosa.....	77

CATÉTERES SWAN-GANZ – TECNOLOGÍA AVANZADA Y ESTÁNDAR

Catéter Swan-Ganz estándar.....	86
Catéter Swan-Ganz de tecnología avanzada.....	88
Especificaciones del catéter Swan-Ganz seleccionado.....	93
Catéteres Swan-Ganz avanzados.....	94
Catéteres Swan-Ganz estándar.....	98
Bases fisiológicas para la monitorización de la presión arterial pulmonar.....	103
Presiones normales de inserción y trazados de formas de onda.....	106
Tabla de formas de onda anómalas.....	108
Ubicaciones de los puertos y funciones del catéter Swan-Ganz.....	110
Técnicas de inserción del catéter Swan-Ganz.....	111
Formas de onda de inserción del catéter Swan-Ganz.....	112
Marcas de distancia de inserción del catéter.....	112
Monitorización continua de la presión arterial pulmonar.....	113
Resumen de las directrices para un uso seguro de los catéteres	
Swan-Ganz de arteria pulmonar.....	114
Colocación en la zona pulmonar.....	117
Efectos ventilatorios sobre los trazados de la arteria pulmonar.....	118
Determinaciones del gasto cardíaco.....	121
Método de Fick	
Método de dilución del indicador de tinción	
Método de termodilución	
Curvas de termodilución.....	124
Resolución de problemas de factores clave en la optimización de las	
determinaciones por bolo del GC.....	125
Sistema Vigilance II y Swan-Ganz de tecnología avanzada.....	126
Instrucciones de uso abreviadas del Monitor Vigilance II.....	128

Resolución de problemas del Monitor Vigilance II	133
Referencia rápida del VTDVD	141
Curvas de función ventricular idealizada.....	143
Tabla de referencia del catéter Swan-Ganz	144

REFERENCIA RÁPIDA

Algoritmo del catéter Swan-Ganz de tecnología avanzada	148
Algoritmo mínimamente invasivo avanzado	149
Protocolo por objetivos del catéter Swan-Ganz avanzado.....	150
Protocolo por objetivos mínimamente invasivos avanzados.....	151
EGDT en el tratamiento de la sepsis o el shock séptico	152
Algoritmo fisiológico con VVS, IVS y ScvO ₂	153
Algoritmo fisiológico con VVS e IVS	153
Algoritmo de edema pulmonar agudo, hipotensión y shock	154
Terapia temprana dirigida por objetivos (EDGT) pacientes de cirugía cardíaca con riesgo	155
Perfiles hemodinámicos típicos en diversos estados agudos	156
Tablas, clasificaciones, escalas y sistemas.....	157
Directrices 2004 de la ACC/AHA sobre catéteres de arteria pulmonar y monitorización de la presión arterial.....	162
Parámetros hemodinámicos y valores de laboratorio normales.....	164

REFERENCIAS

Anatomía y fisiología	170
Monitorización básica	170
Monitorización avanzada mínimamente invasiva	172
Catéteres Swan-Ganz – tecnología avanzada y estándar.....	174
Referencia rápida	175

Anatomía y fisiología

AVANCES EN CUIDADOS CRÍTICOS
A TRAVÉS DE LA EDUCACIÓN CIENTÍFICA

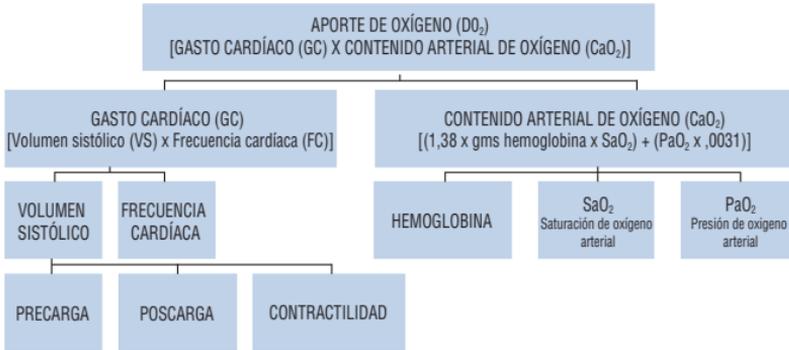
DESDE 1972

Anatomía y fisiología

Asegurarse de que los tejidos reciben un aporte adecuado de oxígeno y de que además éstos son capaces de consumir la cantidad que necesitan es una parte importante en la evaluación de los pacientes críticos. Por ello, el objetivo de la monitorización cardiorespiratoria es evaluar los componentes del aporte y consumo de oxígeno y valorar el uso del oxígeno a nivel tisular. Los parámetros obtenidos del perfil fisiológico se utilizan para evaluar y optimizar el transporte del oxígeno y cubrir las necesidades de los tejidos en los pacientes críticos. La anatomía cardíaca básica, la fisiología aplicada y la función pulmonar son todas componentes del aporte de oxígeno. Las amenazas al proceso de equilibrio del oxígeno tisular pueden dar lugar a una utilización inadecuada a nivel celular. Las estrategias de intervención están dirigidas a identificar la relación del aporte de oxígeno con su consumo para eliminar potencialmente el desarrollo de hipoxia tisular.

Aporte de oxígeno ($DO_2 = CO_2 \times GC \times 10$)

DO_2 es la cantidad de oxígeno suministrado o transportado a los tejidos en un minuto y se compone del contenido de oxígeno y del gasto cardíaco. El aporte de O_2 adecuado, depende del intercambio apropiado de los gases pulmonares, de los niveles de hemoglobina y de una saturación de oxígeno y gasto cardíaco suficientes.



Contenido de oxígeno (CO_2): cantidad de oxígeno transportada en la sangre, tanto arterial como venosa:

$$(1,38 \times Hb \times SO_2) + (0,0031 \times PO_2)$$

1,38: cantidad de O_2 que puede combinarse con 1 gramo de hemoglobina. 0,0031: coeficiente de solubilidad del O_2 en el plasma*

$$CaO_2 = (1,38 \times Hb \times SaO_2) + (0,0031 \times PaO_2)$$

Normal 20,1 mL/dL

$$CvO_2 = (1,38 \times Hb \times SvO_2) + (0,0031 \times PvO_2)$$

Normal 15,5 mL/dL

Aporte de oxígeno (DO_2): cantidad de oxígeno transportado por la sangre a los tejidos. Puede medirse el aporte de O_2 tanto arterial como venoso:

Aporte de oxígeno arterial (DO_2): $GC \times CaO_2 \times 10$

$$5 \text{ L/min} \times 20,1 \text{ mL/dL} \times 10 = 1005 \text{ mL/min}^\dagger$$

Retorno de oxígeno venoso (DvO_2): $GC \times CvO_2 \times 10$

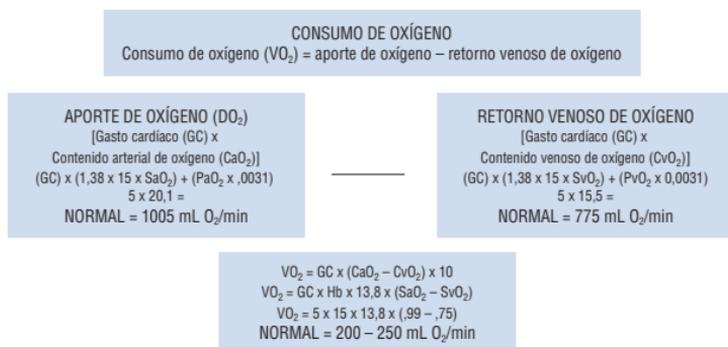
$$5 \text{ L/min} \times 15,5 \text{ mL/dL} \times 10 = 775 \text{ mL/min}$$

*La capacidad de transporte de oxígeno se ha estimado entre 1,34-1,39.

† Se asume un nivel de Hb de 15 g/dL

Consumo de oxígeno

El consumo de oxígeno indica la cantidad de oxígeno utilizado por los tejidos, es decir, el intercambio sistémico del gas. Este valor no puede determinarse directamente, pero puede evaluarse mediante la medición de la cantidad de oxígeno suministrado en el lado arterial frente a la cantidad presente en el lado venoso.



Consumo de oxígeno (VO_2)

Transporte de oxígeno arterial – Transporte de oxígeno venoso

$$\begin{aligned}
 VO_2 &= (GC \times CaO_2) - (GC \times CvO_2) \\
 &= GC (CaO_2 - CvO_2) \\
 &= GC [(SaO_2 \times Hb \times 13,8) - (SvO_2 \times Hb \times 13,8)] \\
 &= GC \times Hb \times 13,8 \times (SaO_2 - SvO_2)
 \end{aligned}$$

Valores normales: 200 – 250 mL/min

120 – 160 mL/min/m²

Nota: 13,8 = 1,38 x 10

ESTADOS Y ACTIVIDADES QUE ALTERAN LA DEMANDA Y EL VO_2

Fiebre (un grado C)	10%	Trabajo respiratorio	40%
Temblores	50-100%	Procedimiento postoperatorio	7%
Aspiración ET	7-70%	FMO (Fallo MultiOrgánico)	20-80%
Sepsis	50-100%	Cambio de vendaje	10%
Vísitas	22%	Baño	23%
Cambio de posición	31%	Radiografía torácica	25%
Pesaje en báscula de cabestrillo	36%		

Otros parámetros de evaluación para la utilización de oxígeno

Diferencia entre oxígeno arterial y venoso

Ca - v O₂: normalmente 5 vol %

20 vol % - 15 vol % = 5 vol %

Nota: Vol% o mL/dL

Relación de extracción de oxígeno

O₂RE: normalmente 22 - 30%

O₂RE: $CaO_2 - CvO_2 / CaO_2 \times 100$

CaO₂ = 20,1 CvO₂ = 15,6

O₂RE = $20,1 - 15,6 / 20,1 \times 100 = 22,4\%$

Índice de extracción de oxígeno

La oximetría dual estima la relación de extracción de oxígeno. Evalúa la eficacia de la extracción de oxígeno. Refleja la reserva cardíaca para las situaciones de aumento de la demanda de O₂. El rango normal es 20%-30%.

O₂IE = $SaO_2 - SvO_2 / SaO_2 \times 100$ (SaO₂ = 99, SvO₂ = 75)

O₂IE = $99 - 75 / 99 \times 100 = 24,2\%$

Correlaciones CO vs SvO₂

SvO₂ refleja el equilibrio entre el aporte de oxígeno y la relación de utilización con la ecuación de Fick.

VO₂ = C(a - v)O₂ x GC x 10

GC = VO₂ / C(a - v)O₂

C(a - v)O₂ = VO₂ / (GCx10)

S(a - v)O₂ = VO₂ / (GCx10)

Cuando se ordena la ecuación de Fick, los determinantes de SvO₂ son los componentes del aporte y consumo de oxígeno:

Si SaO₂ = 1,0, entonces SvO₂ = CvO₂ / CaO₂

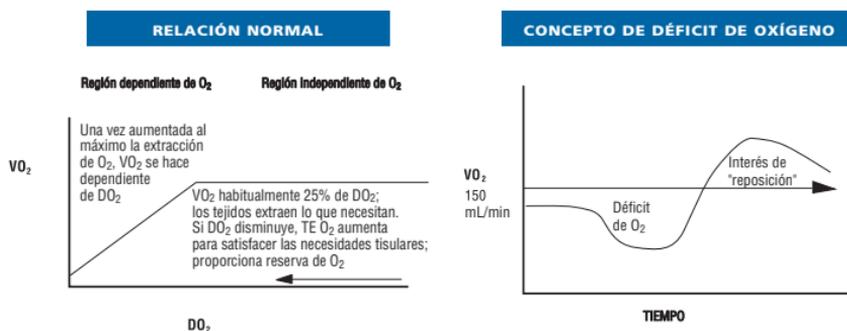
SvO₂ = $1 - [VO_2 / (GC \times 10 \times CaO_2)]$

SvO₂ = $1 - (VO_2 / DO_2) \times 10$

Como resultado, SvO₂ refleja los cambios en la extracción de oxígeno y el equilibrio entre DO₂ y VO₂.

Relaciones VO_2/DO_2

La relación entre el aporte y el consumo de oxígeno puede plasmarse teóricamente en una curva. Debido a que normalmente la cantidad de oxígeno suministrada es aproximadamente cuatro veces la cantidad consumida, la cantidad de oxígeno requerida es independiente de la cantidad suministrada. Ésta es la parte de la curva independiente del aporte. Si el aporte de oxígeno disminuye, las células pueden extraer más oxígeno para mantener los niveles de consumo normales. Una vez agotados los mecanismos compensatorios, la cantidad de oxígeno consumida depende ahora de la cantidad suministrada. Esta parte del gráfico es la dependiente del aporte.



Se produce un déficit de oxígeno cuando el aporte no cubre las necesidades del organismo. La implicación de este concepto es que debe proporcionarse un aporte adicional de oxígeno para "reponer" este déficit una vez que se produce.

Factores que influyen en la acumulación de un déficit de O_2

Demanda de oxígeno > Oxígeno consumido = Déficit de oxígeno

Disminución del aporte de oxígeno

Disminución de la extracción celular de oxígeno

Aumento de la demanda de oxígeno

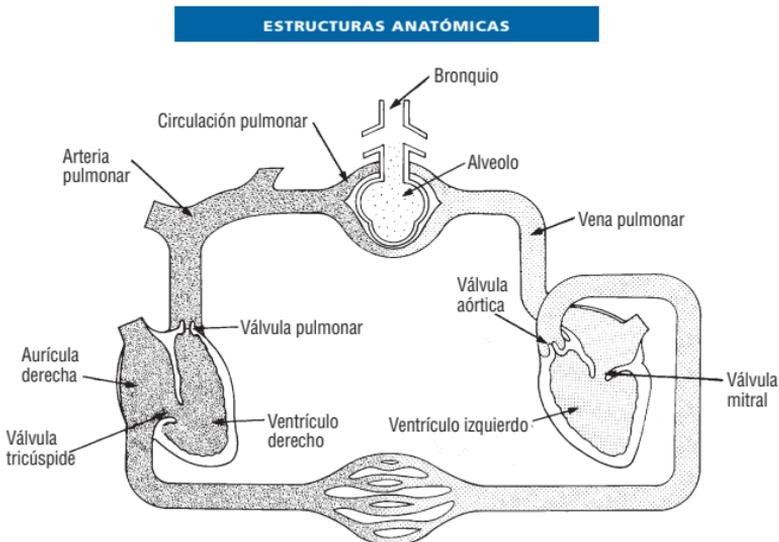
Anatomía funcional

Para fines de monitorización hemodinámica, se diferencian el hemicardio izquierdo y el derecho en cuanto a función, estructura y generación de presión. El lecho capilar pulmonar se encuentra entre los hemicardios derecho e izquierdo. El lecho capilar es un sistema distensible con una elevada capacidad para secuestrar sangre.

El sistema circulatorio consta de dos circuitos en serie: la circulación pulmonar, que es un sistema de baja presión con baja resistencia al flujo sanguíneo, y la circulación sistémica, que es un sistema de alta presión con alta resistencia al flujo sanguíneo.

DIFERENCIAS ENTRE LOS HEMICARDIOS DERECHO E IZQUIERDO

Hemicardio derecho	Hemicardio izquierdo
Recibe sangre desoxigenada	Recibe sangre oxigenada
Sistema de baja presión	Sistema de alta presión
Bomba de volumen	Bomba de presión
VD delgado y con forma de media luna	VI grueso y de forma cónica
Perfusión coronaria bifásica	Perfusión coronaria durante la diástole



Arterias y venas coronarias

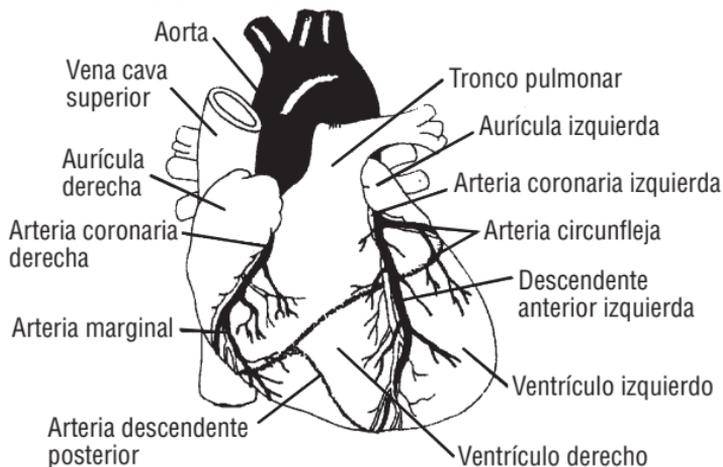
Las dos ramas principales de las arterias coronarias nacen de cada lado de la raíz aórtica. Ambas arterias coronarias descansan sobre el surco coronario y están protegidas por una capa de tejido adiposo.

Ramas principales	Zonas suministradas
Arteria coronaria derecha (ACD)	Nodo sinusal 55%, nódulo AV 90%, haz de His (90%) AD, pared libre de VD Parte del SIV (Septum InterVentricular)
Rama descendente posterior (proporcionada por ACD \geq 80%)	Parte del SIV Aspecto diafragmático del VI
Bifurcaciones de la arteria coronaria principal izquierda	
Descendente anterior izquierda (DAI)	Pared anterior izquierda Parte anterior del SIV Parte del ventrículo derecho
Circunfleja izquierda (proporciona la rama descendente posterior \leq 20%)	Nódulo sinusal 45%, AI, 10% nódulo AV Pared lateral y posterior del VI

Venas coronarias	Lugar de evacuación
Venas de Tebesio	Directamente en los ventrículos D e I
Gran vena coronaria	Seno coronario en la AD
Venas cardíacas anteriores	AD

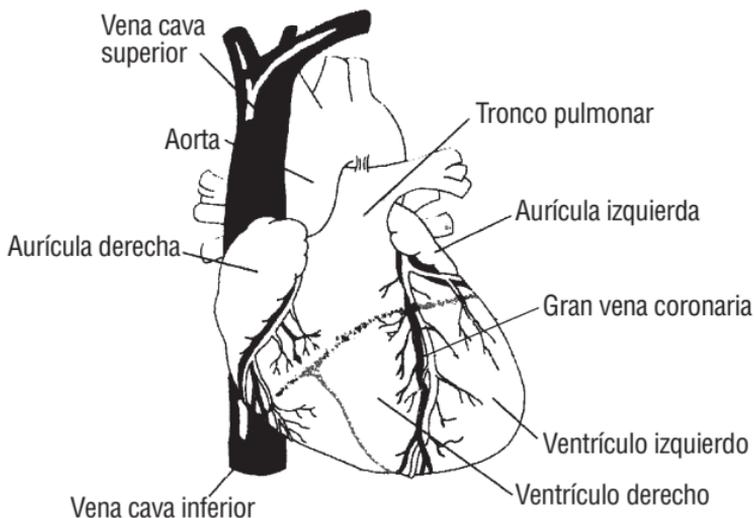
ARTERIAS CORONARIAS

El riego sanguíneo llega a los tejidos cardíacos mediante las ramas de las arterias coronarias.



VENAS CORONARIAS

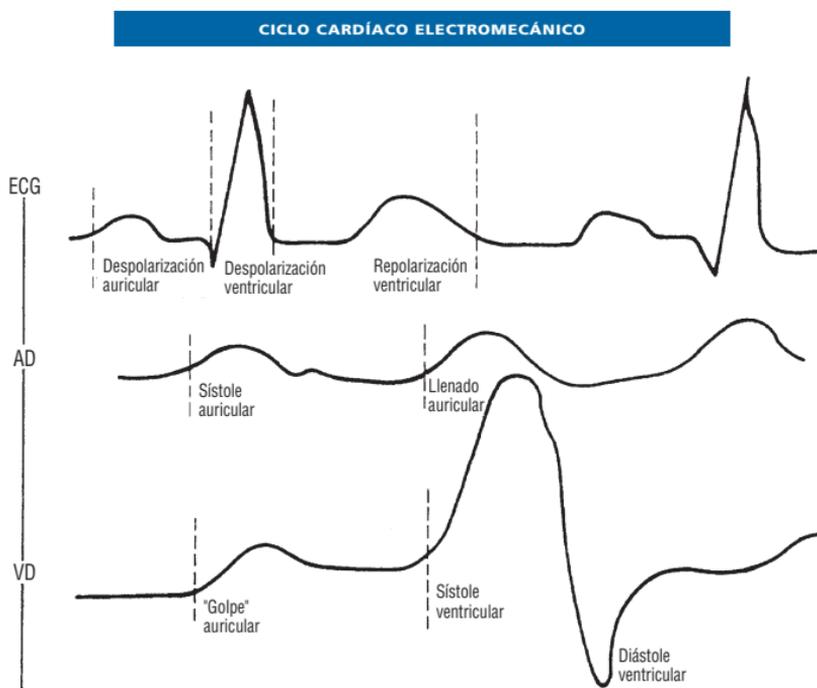
La sangre evacua a través de las ramas de las venas cardíacas.



Ciclo cardíaco: Correlación entre eléctrica y mecánica

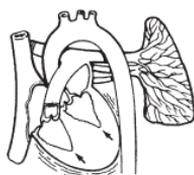
El ciclo cardíaco eléctrico se produce antes del ciclo cardíaco mecánico. La despolarización auricular comienza en el nódulo SA. Esta corriente se transmite entonces a lo largo de los ventrículos. Tras la onda de despolarización, las fibras miocárdicas se contraen, lo que produce la sístole.

La siguiente actividad eléctrica es la repolarización, que tiene como resultado la relajación de las fibras miocárdicas y genera la diástole. La diferencia temporal entre la actividad eléctrica y la mecánica se llama acoplamiento electromecánico o fase de excitación-contracción. Un registro simultáneo del ECG y del trazado de presión mostrará la onda eléctrica antes que la mecánica.



Fases del ciclo cardíaco mecánico

SÍSTOLE

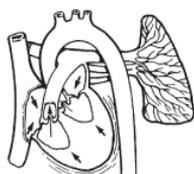


1. Fase isovolumétrica

Sigue al QRS del ECG

Todas las válvulas cerradas

Mayoría del oxígeno consumido



2. Eyección ventricular rápida

Se abre la válvula aórtica

Ocurre durante el segmento ST

2/3 o más del volumen de sangre eyectado

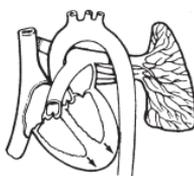
3. Eyección ventricular reducida

Ocurre durante la onda "T"

Las aurículas están en diástole

Produce la onda "v" en el trazado auricular

DIÁSTOLE



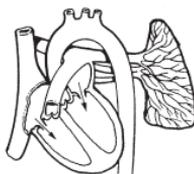
1. Relajación isovolumétrica

Sigue a la onda "T"

Todas las válvulas cerradas

La presión ventricular desciende más

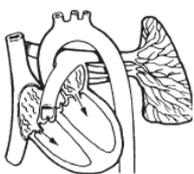
La presión del VI cae por debajo de la presión de la AI



2. Llenado ventricular rápido

Se abren las válvulas AV

Aproximadamente el 70% del volumen de sangre pasa al ventrículo



3. Fase de llenado lento: Telediástole

"Golpe" auricular

Sigue a la onda "P" en los ritmos sinusales

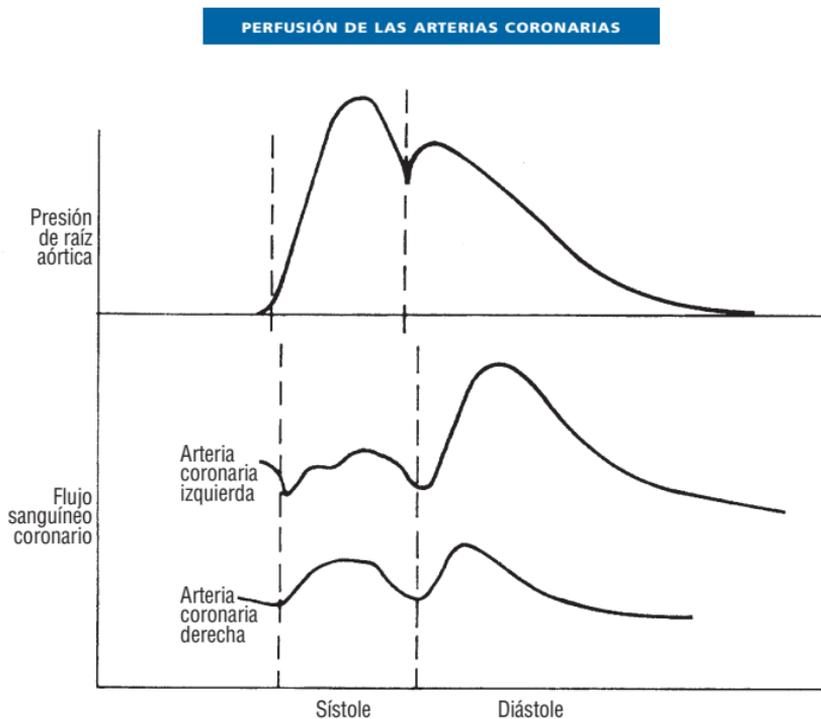
Se produce la sístole auricular

Genera la onda "a" en los trazados auriculares

El volumen de sangre restante pasa al ventrículo

Perfusión de las arterias coronarias

La perfusión de las arterias coronarias que irrigan el ventrículo izquierdo se produce principalmente durante la diástole. El aumento de la tensión en la pared ventricular durante la sístole incrementa la resistencia hasta tal punto que en el endocardio el flujo sanguíneo es muy reducido. Durante la diástole, existe menos tensión en la pared ventricular, por lo que se produce un gradiente de presión que favorece el flujo sanguíneo a través de las arterias coronarias izquierdas. El ventrículo derecho tiene menos masa muscular y, por ello, menor tensión en la pared durante la sístole, de forma que, debido a la menor resistencia, existe un flujo sanguíneo mayor a través de la arteria coronaria derecha durante la sístole. El rendimiento óptimo del VD depende, en parte, de esta perfusión bifásica. Debe existir una presión diastólica adecuada en la raíz aórtica para que ambas arterias coronarias queden perfundidas.



Definición de gasto cardíaco

Gasto cardíaco (litros/minuto, L/min): volumen de sangre eyectado del ventrículo en un minuto.

Gasto cardíaco	= frecuencia cardíaca x volumen sistólico
Frecuencia cardíaca	= latidos/min
Volumen sistólico	= mL/latido; cantidad de sangre eyectada del ventrículo en un latido
GC	= FC x VS
Gasto cardíaco normal:	4 – 8 L/min
Índice cardíaco normal:	2,5 – 4 L/min/m ²
IC	= GC/ASC
ASC	= Área de superficie corporal
Rango de frecuencia cardíaca normal:	60 – 100 LPM
Volumen sistólico normal:	60 – 100 mL/latido

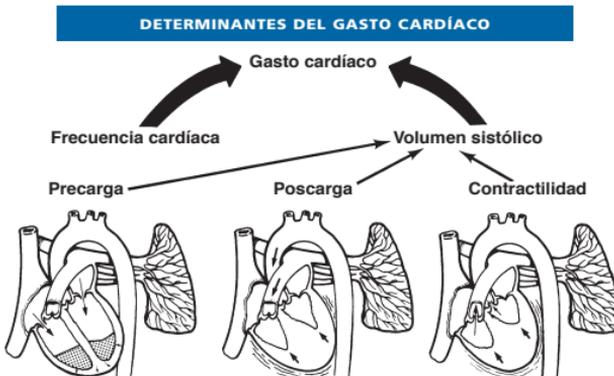
Volumen sistólico: diferencia entre el volumen telediastólico (VTD) [volumen de sangre presente en el ventrículo durante la telediástole] y el volumen telesistólico (VTS) [volumen de sangre presente en el ventrículo durante la telesístole]. El VS normal es de 60 a 100 mL/latido.

VS = VTD – VTS El VS también se calcula así: **VS = GC / FC x 1000**

Nota: 1000 se utiliza para convertir L/min en mL/latido

Cuando el volumen sistólico se expresa como porcentaje del volumen telediastólico, el volumen sistólico se conoce como fracción de eyección (FE). La fracción de eyección normal para el VI es 60 – 75%. La FE normal para el VD es 40 – 60%.

$$FE = (VS / VTD) \times 100$$



Definición y mediciones de la precarga

La precarga hace referencia al nivel de estiramiento de la fibra miocárdica durante la telediástole. La precarga también hace referencia a la magnitud del volumen presente en el ventrículo al final de esta fase. Ha sido clínicamente aceptable medir la presión necesaria para llenar los ventrículos como una valoración indirecta de la precarga ventricular. Para evaluar la precarga ventricular izquierda se han utilizado la presión de llenado auricular izquierda (PLAI) o la presión de oclusión de la arteria pulmonar (POAP) y las presiones auriculares izquierdas (PAI). Para evaluar la precarga ventricular derecha se ha utilizado la presión auricular derecha (PAD). Los parámetros volumétricos (VTDVD) son la medición de precarga preferida, ya que elimina la influencia de la complianza ventricular sobre la presión.

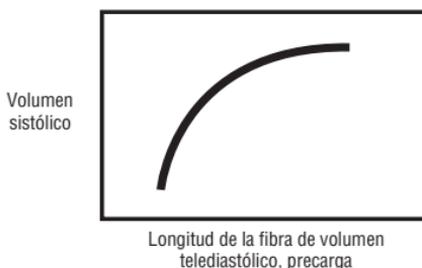
Precarga

PAD/PVC:	2 – 6 mmHg
APD:	8 – 15 mmHg
POAP/PAI:	6 – 12 mmHg
VTDVD:	100 – 160 mL

Ley de Frank–Starling

Frank y Starling (1895, 1918) identificaron la relación entre la longitud de la fibra miocárdica y la fuerza de contracción. Cuanto más volumen diastólico o estiramiento de la fibra se produzca en la telediástole, más fuerte será la siguiente contracción durante la sístole hasta un límite fisiológico.

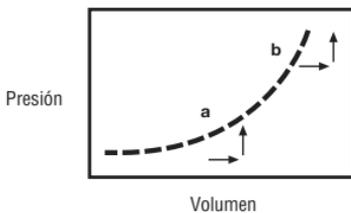
CURVA DE FRANK-STARLING



Curvas de complianza ventricular

La relación entre el volumen telediastólico y la presión telediastólica depende de la complianza de la pared muscular. La relación entre ambas es de carácter curvilíneo. En estado normal, los aumentos relativamente grandes del volumen crean incrementos relativamente pequeños de la presión. Esto ocurrirá en un ventrículo que no se encuentre totalmente dilatado. Si el ventrículo se dilata en mayor grado, incrementos de menor magnitud en el volumen producen aumentos mayores de la presión. En un ventrículo no distensible, se genera una presión mayor con un aumento muy pequeño del volumen. Una complianza aumentada del ventrículo permite mayores cambios en el volumen con escaso aumento de la presión.

EFFECTOS DE LA COMPLIANZA VENTRICULAR

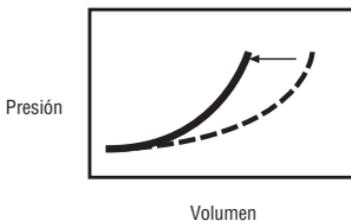


Complianza normal

La relación entre la presión y el volumen es curvilínea:

A: Aumento grande de volumen = aumento pequeño de presión

B: Aumento pequeño de volumen = aumento grande de presión



Complianza reducida

Ventrículo más rígido, menos elástico

Isquemia

Aumento de la poscarga

Hipertensión

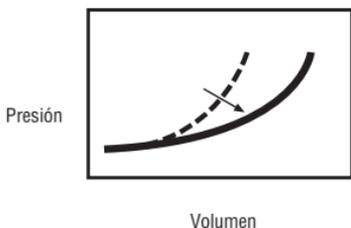
Inotropicos

Miocardiopatías restrictivas

Aumento de la presión intratorácica

Aumento de la presión pericárdica

Aumento de la presión abdominal



Complianza aumentada

Ventrículo menos rígido, más elástico

Miocardiopatías dilatadas

Disminución de la poscarga

Vasodilatadores

Definición y mediciones de la poscarga

La poscarga se refiere a la tensión desarrollada por las fibras miocárdicas durante la eyección ventricular sistólica. Más comúnmente, la poscarga se describe como la resistencia, la impedancia o la presión que el ventrículo debe vencer para eyectar su volumen de sangre. La poscarga está determinada por una serie de factores, entre los que se incluyen: volumen y masa de la sangre eyectada, tamaño y grosor parietal del ventrículo e impedancia de la vasculatura. En el entorno clínico, las mediciones más sensibles de la poscarga son la resistencia vascular sistémica (RVS) para el ventrículo izquierdo y la resistencia vascular pulmonar (RVP) para el ventrículo derecho. La fórmula para el cálculo de la poscarga incluye la diferencia de gradiente entre el inicio o flujo de entrada del circuito y el final o flujo de salida del mismo.

Poscarga

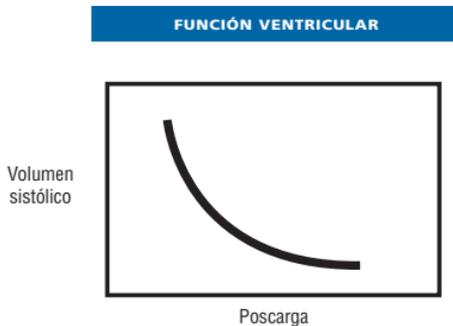
Resistencia vascular pulmonar (RVP): $<250 \text{ dinas/s/cm}^{-5}$

$$RVP = \frac{PMAP - POAP}{GC} \times 80$$

Resistencia vascular sistémica (RVS): $800 - 1200 \text{ dinas/s/cm}^{-5}$

$$RVS = \frac{PAM - PAD}{GC} \times 80$$

La poscarga presenta una relación inversamente proporcional a la función ventricular. A medida que aumenta la resistencia a la eyección, la fuerza de contracción disminuye, lo que da como resultado una reducción del volumen sistólico. A medida que aumenta la resistencia a la eyección, también se produce un incremento del consumo de oxígeno miocárdico.



Definición y mediciones de la contractilidad

Inotropismo o contractilidad es la propiedad inherente de las fibras musculares miocárdicas de acortarse, independiente de la precarga y/o la poscarga.

Los cambios de contractilidad pueden plasmarse en una curva. Es importante señalar que los cambios de contractilidad generan desvíos en las curvas, pero no en la forma básica subyacente.

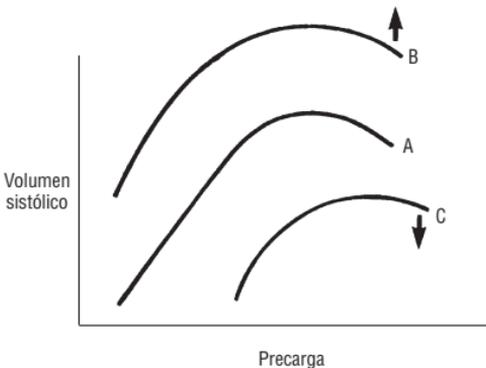
No es posible obtener directamente mediciones de contractilidad. Los parámetros de evaluación clínica son elementos indirectos y todos incluyen determinantes de precarga y de poscarga.

Contractilidad

Volumen sistólico	60 – 100 mL/latido
$VS = (GC \times 1000) / FC$	
$IVS = VS / ASC$	33 – 47 mL/latido/m ²
Índice de trabajo sistólico VI	50 – 62 g/m ² /latido
$ITSVI = IVS (PAM - POAP) \times 0,0136$	
Índice de trabajo sistólico VD	5 – 10 g/m ² /latido
$ITSVD = IVS (PAM - PVC) \times 0,0136$	

CURVAS DE FUNCIÓN VENTRICULAR

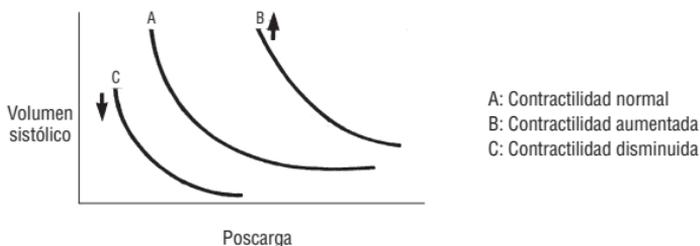
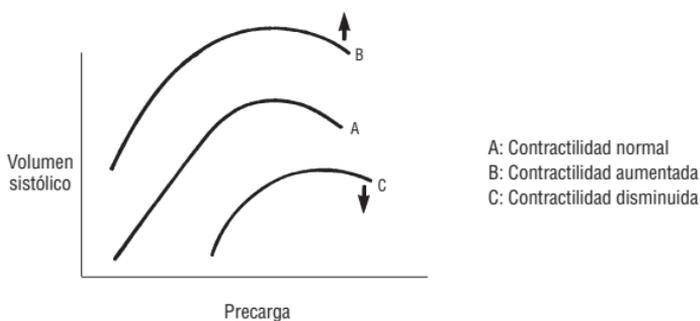
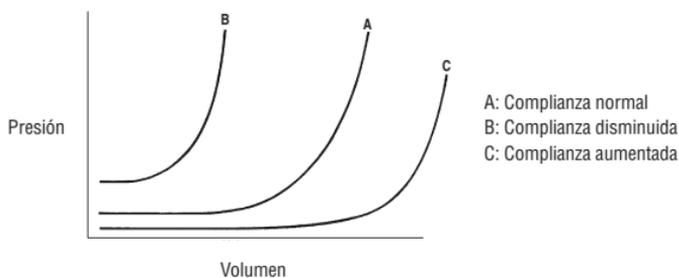
- A: Contractilidad normal
- B: Contractilidad aumentada
- C: Contractilidad disminuida



Familia de curvas de función ventricular

La función ventricular puede representarse mediante una familia de curvas. Las características del rendimiento cardíaco pueden moverse de una curva a otra según el estado de la precarga, la poscarga, la contractilidad o la compliancia ventricular.

CURVAS DE FUNCIÓN VENTRICULAR



Pruebas de función pulmonar

Definiciones:

Capacidad pulmonar total (CPT): cantidad máxima de aire dentro de los pulmones tras una inspiración máxima. (~5,8 L)

Capacidad vital (CV): cantidad máxima de aire que puede exhalarse después de una inspiración máxima. (~4,6 L)

Capacidad inspiratoria (CI): cantidad máxima de aire que puede inhalarse partiendo del nivel de reposo tras una espiración normal. (~3,5 L)

Volumen de reserva inspiratorio (VRI): cantidad máxima de aire que puede inhalarse tras una inspiración normal durante una respiración tranquila. (~3,0 L)

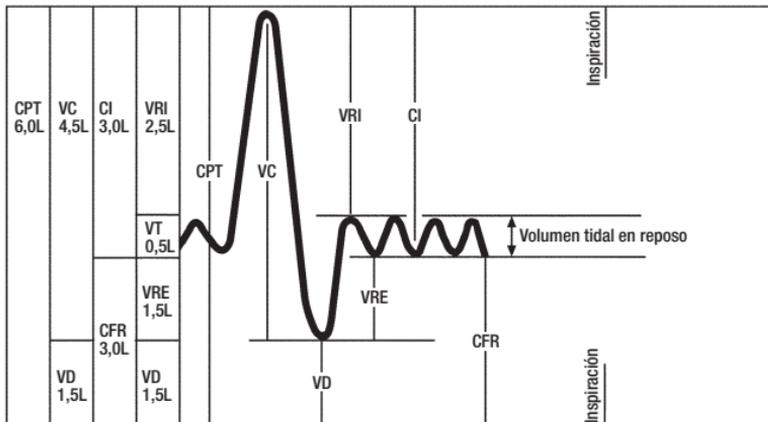
Volumen de reserva espiratorio (VRE): cantidad máxima de aire que puede exhalarse partiendo del nivel de reposo tras una espiración normal. (~1,1 L)

Capacidad residual funcional (CRF): cantidad de aire remanente en los pulmones al final de una espiración normal. (~2,3 L)

Volumen residual (VR): volumen de aire remanente en los pulmones tras una espiración máxima. (~1,2 L)

Todas las cifras de volúmenes y capacidades pulmonares son aproximadamente un 20–25% menores en las mujeres que en los hombres.

ESPIROGRAMA NORMAL



Equilibrio acidobásico

Gasometría arterial

Las anomalías acidobásicas simples pueden dividirse en trastornos metabólicos y respiratorios. Los valores obtenidos en la gasometría pueden ayudar a determinar el trastorno presente.

Definiciones

Ácido: Una sustancia que puede ceder iones de hidrógeno

Base: Una sustancia que puede aceptar iones de hidrógeno

pH: El logaritmo negativo de la concentración del ión H^+

Acidemia: Estado ácido de la sangre con $pH < 7,35$

Alcalemia: Estado alcalino (básico) de la sangre con $pH > 7,45$

PCO₂: Componente respiratorio

PaCO₂: Ventilación normal 35 – 45 mmHg

Hipoventilación > 45 mmHg

Hiperventilación < 35 mmHg

HCO₃⁻: Componente metabólico

Equilibrado 22 – 26 mEq/L

Equilibrio de base -2 a +2

Alcalosis metabólica > 26 mEq/L

Exceso de base > 2 mEq/L

Acidosis metabólica < 22 mEq/L

Déficit de base < 2 mEq/L

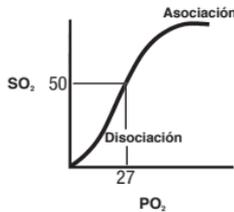
Valores normales de la gasometría

Componente	Arterial	Venoso
pH	7.40 (7.35 – 7.45)	7.36 (7.31 – 7.41)
PO ₂ (mmHg)	80 – 100	35 – 45
SO ₂ (%)	95 o $>$	60 – 80
PCO ₂ (mmHg)	35 – 45	42 – 55
HCO ₃ (mEq/L)	22 – 26	24 – 28
Exceso/déficit de base	-2 – +2	-2 – +2

Curva de disociación de la oxihemoglobina

La curva de disociación de la oxihemoglobina (CDO) ilustra gráficamente la relación existente entre la presión parcial (PO_2) de oxígeno y la saturación de oxígeno (SO_2). Esta curva sigmoide puede dividirse en dos segmentos. El segmento de asociación o porción superior de la curva representa la captación de oxígeno en los pulmones o el lado arterial. El segmento de disociación es la parte inferior de la curva y representa el lado venoso, en donde se libera el oxígeno de la hemoglobina.

CURVA NORMAL DE DISOCIACIÓN DE LA OXIHEMOGLOBINA

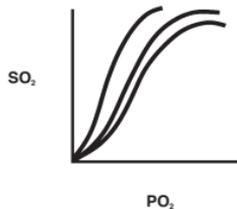


La afinidad de la hemoglobina por el oxígeno es independiente de la relación $PO_2 - SO_2$. En condiciones normales, el punto en el que la hemoglobina está saturada al 50% de oxígeno se llama P50, con un valor de PO_2 de 27 mmHg. Las alteraciones de la afinidad hemoglobina-oxígeno generarán desviaciones en la CDO.

FACTORES QUE DESVÍAN LA CURVA DE DISOCIACIÓN DE LA OXIHEMOGLOBINA

Desviación hacia la izquierda:

Mayor afinidad
Mayor SO_2 para PO_2
↑ pH, Alcalosis
Hipotermia
↓ 2-3 DPG



Desviación hacia la derecha:

Menor afinidad
Menor SO_2 para PO_2
↓ pH, Acidosis
Hipertermia
↑ 2-3 DPG

El significado clínico de las desviaciones de la CDO es que los parámetros de valoración de SO_2 y PO_2 pueden no reflejar con precisión el estado clínico del paciente. Una desviación de la CDO hacia la izquierda puede llevar a hipoxia tisular a pesar de unos valores de saturación normales o elevados.

Ecuaciones del intercambio de gases pulmonares

La evaluación de la función pulmonar es un paso importante para determinar el estado cardiorespiratorio del paciente crítico. Pueden emplearse ciertas ecuaciones para evaluar el intercambio de gases pulmonares, estimar la difusión del oxígeno a lo largo de la unidad capilar pulmonar y determinar el grado de shunt intrapulmonar. Una alteración en cualquiera de estos parámetros repercutirá sobre el aporte de oxígeno.

Ecuación del aire alveolar: PAO_2 se conoce como la PO_2 alveolar ideal y se calcula sabiendo la composición del aire inspirado. $PAO_2 = [(P_b - PH_2O) \times FiO_2] - PaCO_2 / 0,8$

Gradiente de oxígeno alveolar-arterial (gradiente A-a o $P(A-a)O_2$)

$P(A-a)O_2$: Valora el nivel de difusión del oxígeno a lo largo de la unidad capilar alveolar. Compara la ecuación del aire alveolar con la presión parcial arterial de oxígeno.

$$[(P_b - PH_2O) \times FiO_2] - PaCO_2 \times [FiO_2 + (1 - FiO_2) / 0,8] - (PaO_2)$$

Normal: < 15 mmHg con aire ambiental

Normal: 60 – 70 mmHg con FiO_2 1,0

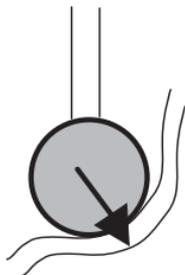
P_b : Presión barométrica a nivel del mar: 760

PH_2O : Presión del agua: 47 mmHg

FiO_2 : Fracción de oxígeno inspirado

$PaCO_2$: Presión parcial de CO_2

0,8: Cociente respiratorio (VCO_2/VO_2)



CÁLCULO DEL GRADIENTE A-A

(Presión barométrica	-	Presión de vapor de agua)	x	FiO_2 del paciente	-	$\frac{PaCO_2}{0,8}$	-	PaO_2 del paciente	
(760	-	47)	x	0.21	-	$\frac{40}{0,8}$	-	90	
		713	x	0.21	-	50	-	90	
				99.73	-		-	90	= 9.73
				Gradiente A-a			≅	10	

Se asume respiración al nivel del mar, de aire ambiental, con $PaCO_2$ de 40 mmHg y PaO_2 de 90 mmHg.

Shunt intrapulmonar

El shunt intrapulmonar (Q_s/Q_t) se define como la cantidad de sangre venosa que sortea una unidad capilar alveolar y no participa en el intercambio de oxígeno. Normalmente, un pequeño porcentaje del flujo sanguíneo se vierte directamente en las venas de Tebesio o en las venas pleurales, que salen directamente al hemicardio izquierdo. Esto se considera un shunt anatómico o verdadero y supone aproximadamente un 1 – 2% en sujetos normales y hasta un 5% en personas enfermas.

El shunt fisiológico o anastomosis capilar se produce cuando existen unidades alveolares colapsadas u otros estados en los que no se oxigena la sangre venosa.

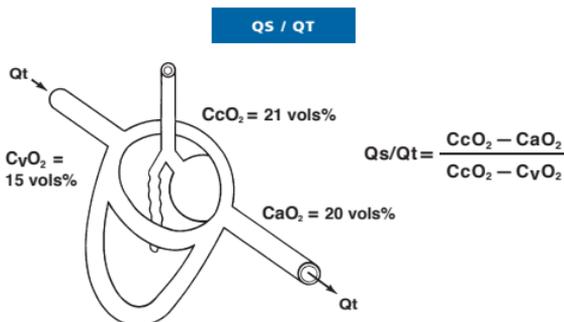
Existe cierto grado de controversia con respecto a la medición del Q_s/Q_t . Se dice que un shunt verdadero se mide con precisión sólo cuando el paciente tiene una FiO_2 de 1,0. La mezcla venosa que produce un shunt fisiológico puede determinarse cuando el paciente tiene una $FiO_2 < 1,0$. Ambas determinaciones requieren los valores de saturación arterial pulmonar para completar el cálculo.

$$Q_s/Q_t = \frac{C_cO_2 - C_aO_2}{C_cO_2 - C_vO_2}$$

C_cO_2 = Contenido capilar de oxígeno
($1,38 \times Hb \times 1$) + ($PAO_2 \times 0,0031$)

C_aO_2 = Contenido arterial de oxígeno
($1,38 \times Hb \times SaO_2$) + ($PaO_2 \times 0,0031$)

C_vO_2 = Contenido venoso de oxígeno
($1,38 \times Hb \times SvO_2$) + ($PvO_2 \times 0,0031$)



El índice de ventilación-perfusión (VQI) se ha descrito como una estimación de oximetría dual del shunt intrapulmonar (Q_s/Q_t).

Los supuestos implicados en la ecuación son:

1. Se descuenta el oxígeno disuelto
2. La saturación en la sangre pulmonar capilar final es del 100%
3. Los cambios de Hb no son bruscos

Entre las limitaciones del VQI se incluyen:

1. VQI sólo puede calcularse si $SaO_2 < 100\%$
2. Mala concordancia con Q_s/Q_t si $PaO_2 > 99$ mmHg
3. Buena correlación cuando $Q_s/Q_t > 15\%$

Derivaciones de la ecuación

$$Q_s/Q_t = \frac{100 \times [(1,38 \times Hb) + (0,0031 \times PAO_2) - CaO_2]}{[(1,38 \times Hb) + (0,0031 \times PAO_2) - CvO_2]}$$

$$VQI = \frac{100 \times [1,38 \times Hb \times (1 - SaO_2 / 100) + (0,0031 \times PAO_2)]}{[1,38 \times Hb \times (1 - SvO_2 / 100) + (0,0031 \times PAO_2)]}$$

La oximetría dual simplifica la ecuación del shunt

$$VQI = \frac{SAO_2 - SaO_2}{SAO_2 - SvO_2} = \frac{1 - SaO_2}{1 - SvO_2} \quad \bullet \quad \frac{1 - SpO_2}{1 - SvO_2}$$

MONITORIZACIÓN BÁSICA



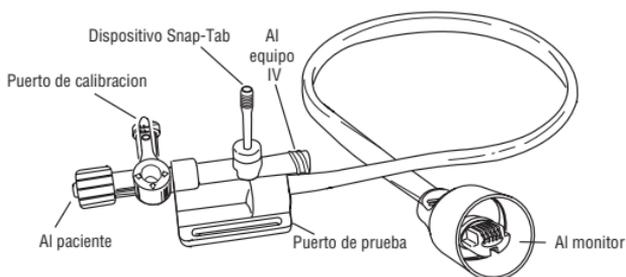
AVANCES EN CUIDADOS CRÍTICOS
A TRAVÉS DE LA EDUCACIÓN CIENTÍFICA

DESDE 1972

Monitorización de la presión fisiológica

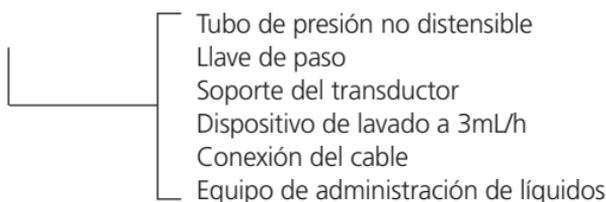
El control de la presión es una herramienta básica en el arsenal de la monitorización clínica del paciente crítico. Los transductores de presión desechables (TPD) convierten una señal fisiológica mecánica (por ejemplo, la presión arterial, la presión venosa central, la presión arterial pulmonar, la presión intracraneal) en una señal eléctrica que se amplifica, filtra y visualiza en un monitor fisiológico de cabecera, tanto en forma de onda como en valor numérico en mmHg.

COMPONENTES DEL TRANSDUCTOR DE PRESIÓN DESECHABLE TRUWAVE



Componentes de un sistema de medición de la presión fisiológica

- Catéter invasivo
- Kit TruWave de Edwards



- Solución salina isotónica (500 o 1000 mL)
(heparina según directrices del centro)
- Manguito de presión
(del tamaño adecuado para la bolsa de solución de purgado)
- Cable de presión reutilizable específico para el transductor TruWave y el monitor de cabecera
- Monitor de cabecera

La observación de las mejores prácticas en la configuración, calibración y mantenimiento de un sistema de transductor de presión fisiológica es esencial para obtener las lecturas de presión lo más precisas posibles, a partir de las cuales se deriven los diagnósticos e intervenciones pertinentes.

Mejores prácticas en la configuración de un sistema de medición de la presión fisiológica para una monitorización intravascular

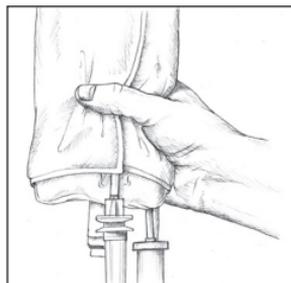
1. Lávese las manos
2. Abra el embalaje del transductor de presión desechable TruWave e inspeccione el contenido. Sustituya todos los tapones ventilados por tapones no ventilados y asegúrese de que todas las conexiones están herméticas
3. Retire el transductor TruWave de su embalaje e introdúzcalo en una placa de soporte Edwards Lifesciences fijado sobre un soporte de sueros

4. **Purgado de la bolsa** y el transductor TruWave: Coloque una bolsa de suero salino en posición invertida (anticoagulación según protocolos del servicio). Introducir el pincho del equipo de administración de líquido en la bolsa, manteniendo la cámara de goteo en posición

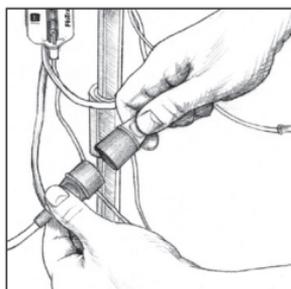


- vertical. Manteniendo la bolsa invertida, apriete ligeramente la bolsa con una mano para extraer el aire mientras con la otra tira del lavador hasta que se haya extraído todo el aire de la bolsa y la cámara de goteo se haya llenado hasta la mitad.
5. Coloque la bolsa de suero salino dentro del manguito de presión y cuélguelo en el soporte de sueros (**No inflar**).
 6. Lavar las líneas y el Sensor FloTrac únicamente por gravedad (**sin presión en el manguito de presión**), manteniéndolas en posición vertical y dejando que la columna de fluido suba por la línea empujando el aire hacia el exterior hasta que el líquido alcance el final de la línea.

7. Presurice la bolsa de presión hasta que alcance los 300 mmHg
8. Lave rápidamente el tubo del transductor golpeando suavemente sobre el tubo y las llaves para eliminar cualquier posible burbuja residual



9. Conecte el cable de presión no desechable compatible con el monitor de cabecera al transductor de presión desechable y al monitor de cabecera
10. Conecte el tubo al catéter arterial y luego aspire y lave el sistema para asegurarse de que el catéter se encuentra en posición intravascular y eliminar posibles burbujas residuales



11. Nivele la llave de encima del transductor TruWave con respecto al eje flebostático
12. Abra la llave al aire atmosférico. Ajuste a cero la presión según las instrucciones de uso del monitor de cabecera
13. Inspeccione el trazado de la presión en la pantalla del monitor de cabecera para confirmar valores adecuados en la escala de presión, el ajuste de las alarmas, la etiqueta de presión y la codificación por colores, así como la presencia de una forma de onda fisiológica

Buenas prácticas para la nivelación y puesta a cero de un sistema de transductor de presión fisiológica

1. Nivele la llave más cercana del transductor (puerto de calibración) con respecto a la fuente de presión fisiológica. La monitorización intravascular debe estar a nivel del corazón o del eje flebotático (cuarto espacio intercostal en el punto medio anteroposterior del tórax). Esto elimina los efectos de la presión hidrostática sobre el transductor de presión
2. La nivelación debe realizarse con un nivel manual o con un nivel láser (nivel láser PhysioTrac). No se recomienda la nivelación mediante estimación visual, ya que se ha demostrado poco fiable, con una importante variabilidad entre usuarios



3. El valor cero como referencia elimina los efectos de la presión barométrica e hidrostática
4. Abra la llave al aire, para lo que debe retirar el tapón no ventilado, manteniendo la esterilidad intacta
5. Tras retirar el tapón no ventilado, cierre la llave al paciente
6. Inicie la función de "Puesta a cero" del monitor de cabecera y confirme que la forma de onda de presión y el valor numérico corresponden a 0 mmHg
7. Una vez observado el "cero", gire de nuevo la llave hacia el puerto de calibración y vuelva a colocar el tapón no ventilado

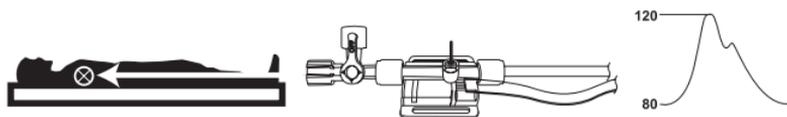
Buenas prácticas en el mantenimiento de un sistema de transductor de presión fisiológica

- **Mantenga el nivel de los transductores:**
Vuelva a nivelar el transductor siempre que la altura del paciente o su posición cambie en relación con el mismo
- **Vuelva a ajustar a cero el transductor:**
Realice un ajuste a cero periódico del transductor de presión fisiológica cada 8 – 12 horas
- **Compruebe el manguito de presión:**
Mantenga una presión de 300 mmHg para asegurar un flujo continuo de la solución salina y de la fidelidad del sistema
- **Compruebe el volumen de la bolsa de lavado:**
Cámbiela cuando esté a $< \frac{1}{4}$ de su capacidad máxima para asegurar un flujo constante de la solución de lavado y la fidelidad del sistema
- **Compruebe la integridad del sistema:**
Asegúrese de que no existan burbujas en el sistema, ya que pueden desarrollarse a lo largo del tiempo, de que las llaves estén debidamente alineadas, de que las conexiones no presenten fugas y de que el catéter no se encuentre acodado
- **Compruebe la respuesta de frecuencia:**
Realice una prueba de onda cuadrada cada 8 – 12 horas para evaluar una posible sobre o subamortiguación del sistema

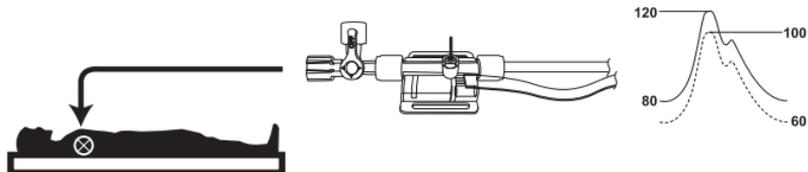
Repercusión de una nivelación inapropiada en las lecturas de presión

Las lecturas de la presión intravascular pueden presentar errores si no se mantiene la alineación con el eje flebotático. La magnitud del error introducido depende del grado de desviación con respecto a dicho eje.

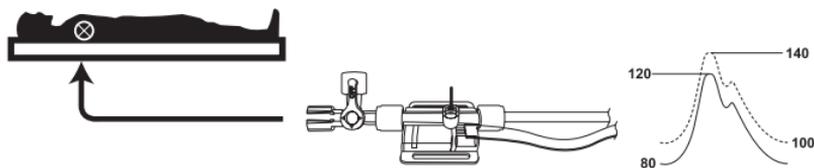
Por cada 2,5 cm que el corazón esté desviado con respecto al punto de referencia del transductor, se introducirá un error de 2 mmHg.



Corazón alineado con el transductor = 0 mmHg de error



Corazón 25 cm MÁS BAJO que el transductor = presión 20 mmHg erróneamente MÁS BAJA



Corazón 25 cm MÁS ALTO que el transductor = presión 20 mmHg erróneamente MÁS ALTA

Fidelidad de la forma de onda y respuesta de frecuencia óptima

Todos los transductores de presión fisiológica presentan amortiguación. Una amortiguación óptima tiene como resultado una forma de onda y un valor visualizado fisiológicamente correctos.

Un sistema de presión fisiológica sobreamortiguado dará como resultado una presión arterial sistólica subestimada y una presión arterial diastólica sobreestimada.

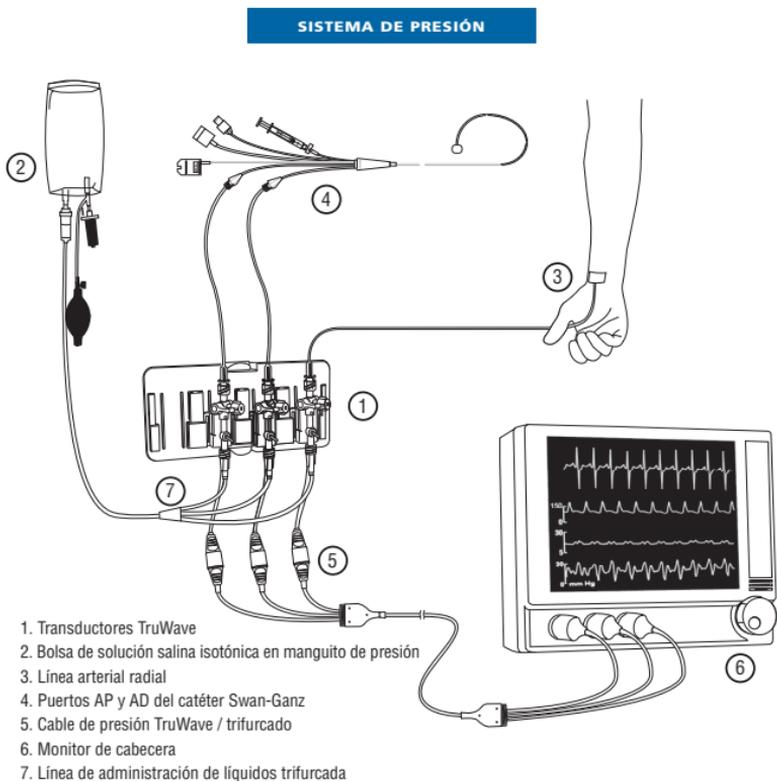
Un sistema de presión fisiológica subamortiguado dará como resultado una presión arterial sistólica sobreestimada y una presión arterial diastólica subestimada.

Como método simple de evaluación de la respuesta de frecuencia en la cabecera del paciente puede usarse una prueba de onda cuadrada.

Nota: Consulte la página 36 para obtener más información y ejemplos de pruebas de onda cuadrada.

Sistemas de monitorización de la presión

Este esquema identifica los componentes de un sistema de monitorización de la presión estándar. El catéter Swan-Ganz de Edwards y el catéter arterial pueden acoplarse a una línea de monitorización de la presión. El tubo debe ser no distensible para transmitir con precisión las ondas de presión del paciente al transductor. El transductor de presión desechable se mantiene permeable mediante una solución a presión (300 mmHg). Un sistema de lavado limitado restringe el flujo a aproximadamente 3 mL/h para pacientes adultos. Normalmente se utiliza solución salina isotónica heparinizada como solución de lavado, con una proporción de heparina de 0,25 u/1 mL a 2 u/1 mL. En pacientes con hipersensibilidad a la heparina se han empleado soluciones no heparinizadas.



Determinación de la respuesta dinámica

Una monitorización óptima de la presión requiere un sistema de presión que reproduzca fielmente las señales fisiológicas que se le aplican. Las características de la respuesta dinámica del sistema incluyen la frecuencia natural y el coeficiente de amortiguación. Tire del dispositivo de lavado con el fin de llevar a cabo una prueba de onda cuadrada para medir la frecuencia natural y calcular la relación de amplitud.

Realice una prueba de onda cuadrada

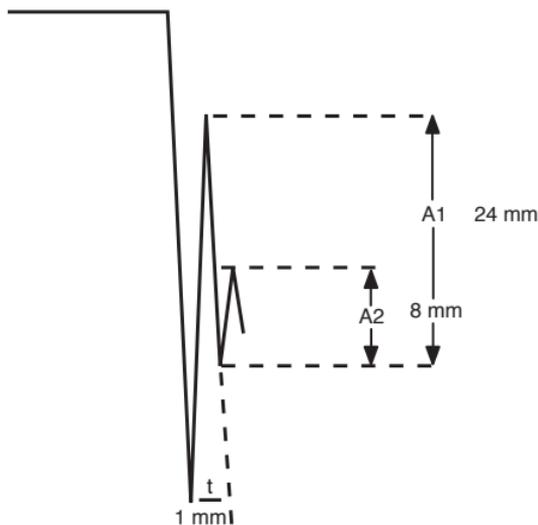
Libere el dispositivo de lavado; para ello, tire del lavador. Observe el monitor de cabecera. La forma de onda se elevará bruscamente y se "cuadrará" en la parte superior. Observe el trazado a medida que retorna a la línea isoelectrónica.

Calcule la respuesta natural (f_n)

Realice la estimación midiendo el tiempo de una oscilación completa (mm).

$$f_n = \frac{\text{velocidad del papel (mm/s)}}{\text{anchura de la oscilación/mm}}$$

RELACIONES DE AMPLITUD

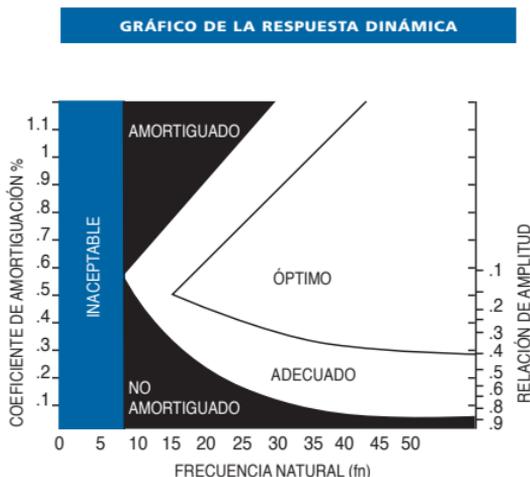


Determine la relación de amplitud

Realice la estimación midiendo las amplitudes de dos oscilaciones consecutivas para determinar una relación de amplitud, A_2 / A_1 .

Realice el trazado para determinar el coeficiente de amortiguación

Trace la frecuencia natural (f_n) con respecto a la relación de amplitud para determinar el coeficiente de amortiguación. La relación de amplitud se encuentra a la derecha y el coeficiente de amortiguación a la izquierda.



Evaluación simple de la respuesta dinámica

Determinar las características de la respuesta dinámica de un sistema de monitorización de la presión mediante el cálculo de la relación de amplitud y el coeficiente de amortiguación puede resultar imposible en la cabecera del paciente cuando se requiere una evaluación rápida de la forma de onda. Puede obtenerse una evaluación simple de la respuesta dinámica mediante la realización de una prueba de onda cuadrada y la observación de las oscilaciones resultantes. Para llevar a cabo esta evaluación con precisión, se requiere un dispositivo de lavado que pueda activarse y liberarse con rapidez. Un dispositivo de lavado que no se cierre rápidamente tras la activación (por giro o presión) puede no ocluir el limitador con la rapidez necesaria y, como consecuencia, dar lugar a resultados erróneos.

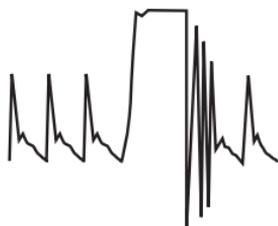
Prueba de onda cuadrada

1. Tire del dispositivo de lavado
2. Observe la onda cuadrada generada en el monitor de cabecera
3. Cuentе las oscilaciones tras la onda cuadrada
4. Observe la distancia entre las oscilaciones



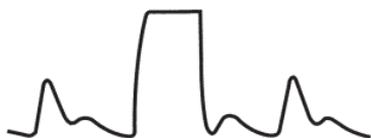
Óptimamente amortiguado:

1,5 – 2 oscilaciones antes de volver al trazado. Los valores obtenidos son precisos.



Subamortiguado:

> 2 oscilaciones. Presión arterial sistólica sobreestimada; la presión arterial diastólica puede estar subestimada.



Sobreamortiguado:

< 1,5 oscilaciones. Subestimación de la presión arterial sistólica; la diastólica puede no verse afectada.

Técnica de medición

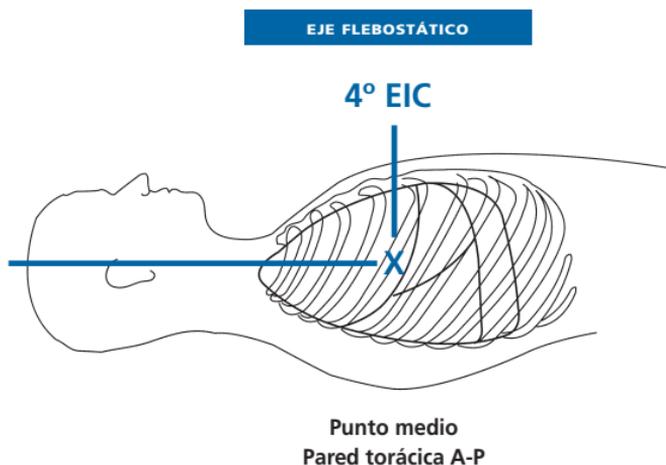
Referencia cero hidrostática

Para obtener mediciones de presión precisas, el nivel de la superficie de contacto aire-líquido debe estar alineado con la cámara o vaso sobre el que se realiza la medición.

El eje flebostático se ha establecido como la posición apropiada para la medición de las presiones intracardíacas. Más recientemente, se ha definido como la bisección del cuarto espacio intercostal en el punto medio entre las paredes torácicas anterior y posterior.

Las presiones fisiológicas se miden en relación con la presión barométrica. Por ello, el transductor debe ajustarse a cero con respecto a dicha presión a fin de eliminar el impacto de ésta sobre las lecturas. La presión hidrostática se produce cuando el nivel de la llave de puesta a cero no está alineado con el eje flebostático.

El eje flebostático se utiliza para la monitorización tanto de la presión intracardíaca como de la intra arterial. Pueden obtenerse valores precisos con el paciente en posición supina y con la cabecera de la cama en un ángulo de hasta 45 - 60 grados, siempre que la llave de puesta a cero haya sido alineada con el eje flebostático.



Monitorización intra arterial

Componentes del pulso arterial

Presión arterial sistólica máxima: comienza con la apertura de la válvula aórtica. Esto refleja la presión sistólica máxima del ventrículo izquierdo y puede denominarse rama ascendente

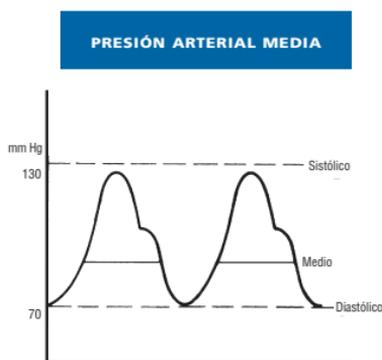
Depresión dicrótica: cierre de la válvula aórtica, que marca la telesístole y el inicio de la diástole

Presión arterial diastólica: se relaciona con el nivel de retracción vascular o cantidad de vasoconstricción del sistema arterial. Puede denominarse rama descendente

Depresión anacrótica: Durante la primera fase de la sístole ventricular (contracción isovolumétrica), puede observarse una elevación presistólica. La depresión anacrótica se producirá antes de la apertura de la válvula aórtica

Presión diferencial: diferencia entre la presión arterial sistólica y la diastólica

Presión arterial media: presión media en el sistema arterial durante un ciclo cardíaco completo. La sístole requiere un tercio del ciclo cardíaco, mientras que la diástole normalmente requiere dos tercios del mismo. Esta relación de sincronía queda reflejada en la ecuación para el cálculo de PAM. $PAM = PAS + (2PAD)/3$



Los monitores fisiológicos de cabecera emplean diversos algoritmos para incorporar el área bajo la curva en la determinación de la presión media.

FORMAS DE ONDA ANÓMALAS DE PRESIÓN ARTERIAL

Presión arterial sistólica elevada	Hipertensión sistémica Arteriosclerosis Insuficiencia aórtica
Presión arterial sistólica reducida	Estenosis aórtica Insuficiencia cardíaca Hipovolemia
Aumento de la presión diferencial	Hipertensión sistémica Insuficiencia aórtica
Disminución de la presión diferencial	Taponamiento cardíaco Insuficiencia cardíaca congestiva Shock cardiogénico Estenosis aórtica
Pulso bisferiens	Insuficiencia aórtica Miocardiopatía hipertrófica obstructiva
Pulso paradójico	Taponamiento cardíaco Enfermedad crónica obstructiva de las vías respiratorias Embolia pulmonar
Pulso alternante	Insuficiencia cardíaca congestiva Miocardiopatía

Acceso venoso central

Tipos de dispositivos de acceso venoso central

Un catéter venoso central (CVC) es, por definición, un catéter cuya punta se ubica en la circulación central. Existen diversos tipos: con tunelizados, no tunelizados de inserción percutánea, de inserción periférica e implantados. A continuación nos centraremos en los catéteres venosos centrales no tunelizados de inserción percutánea. Los CVC se presentan en diversas configuraciones para facilitar la reposición de volumen, la administración simultánea de varios medicamentos y la monitorización de la presión venosa central. Además, los CVC se fabrican en diversos materiales y revestimientos para reducir la trombogénesis, así como las infecciones del torrente sanguíneo relacionadas con los catéteres.

Los catéteres de luz múltiple permiten la administración de distintas terapias y la monitorización a través de un único punto de inserción de acceso venoso y a menudo se emplean en el campo de cuidados críticos. Con frecuencia se insertan para la perfusión intermitente o continua de varios fármacos o líquidos, así como para la realización de mediciones intermitentes o continuas de la presión venosa central. Estos catéteres de luz múltiple se utilizan para la administración de hemoderivados, cristaloideos, coloides, fármacos y compuestos nutricionales. Aumentar el número de luces con el mismo diámetro exterior del catéter (Fr) puede reducir el tamaño de las luces individuales, o aumenta el calibre nominal disponible, con lo que se reduce el flujo potencial a través de la luz.

Los introductores se utilizan para dirigir y colocar los catéteres intravasculares, especialmente los catéteres de arteria pulmonar (CAP), dentro de un vaso sanguíneo concreto. Pueden quedar allí ubicados para servir como acceso venoso central tras la retirada del CAP. Los introductores pueden utilizarse por sí mismos como un catéter venoso central de gran diámetro para una reposición rápida de volumen.

Los dispositivos de **acceso venoso avanzado (AVA)** combinan la capacidad de un introductor de vaina para insertar un catéter de arteria pulmonar y para perfundir varios líquidos en un único dispositivo multifuncional.

Aplicaciones de los dispositivos de acceso venoso central

- Administración rápida de líquidos; por ejemplo, en casos de, o con alto riesgo, de hemorragia masiva
 - Politraumatismos
 - Cirugía ortopédica compleja
 - Cirugía de grandes vasos
 - Cirugía abdominal extensa
 - Cito reducción
 - Sepsis
 - Quemaduras
- Administración de líquidos IV que requieran dilución dentro del torrente circulatorio central para evitar daños vasculares (por ejemplo, quimioterapia, nutrición parenteral total)
- Administración de fármacos vasoactivos y/o incompatibles
- Toma frecuente de muestras de sangre (en pacientes sin vía arterial) y/o terapias de administración sanguínea
- Pacientes crónicos en los que el acceso IV periférico es limitado o no se encuentra disponible
- Monitorización de la presión venosa central (PVC) para la evaluación del estado del líquido intravascular
- Medición de los niveles de saturación de oxígeno en la sangre de retorno al corazón (ScvO₂)
- Monitorización y acceso para la inserción previa o posterior de un catéter de arteria pulmonar (mismo lugar de inserción)

Las contraindicaciones relativas pueden incluir pacientes con

- Sepsis recurrente
- Estado de hipercoagulación en el que el catéter podría servir como foco para la trombogenicia séptica o aséptica
- Catéteres recubiertos de heparina en pacientes con hipersensibilidad conocida a dicho fármaco

Complicaciones

- Punción o canulación de la arteria carótida secundaria a la proximidad de la yugular interna
- Neumotórax (aire en el espacio pleural con colapso pulmonar); el abordaje por yugular interna (YI) tiene una incidencia menor de neumotórax que por subclavia o anterior bajo (YI). Los pacientes con hiperinsuflación pulmonar (por ejemplo, por EPOC o PEEP) pueden presentar un riesgo elevado de neumotórax, especialmente con un abordaje por subclavia
- Hemotórax (sangre en el espacio pleural con colapso pulmonar), secundario a punción o laceración arterial
- Hemorragia intratorácica (hemotórax, taponamiento) o desde el lugar de inserción
- Punción o laceración del conducto torácico
- Embolia gaseosa; el riesgo es mayor en los pacientes que respiran espontáneamente (presión negativa) que en los sometidos a ventilación mecánica (presión positiva)
- Complicaciones in situ; daño vascular, hematoma, trombosis, arritmia, perforación cardíaca, migración del catéter VCS a AD o extravascular

Control o disminución de las complicaciones de las complicaciones

Control o disminución de las complicaciones de las infecciones del torrente circulatorio relacionadas con los catéteres:

- Higiene
- Antisepsia cutánea con clorhexidina
- Bata y guantes estériles con gorro y mascarilla
- Máximas precauciones de barrera durante la inserción
- Selección óptima del sitio de inserción del catéter; las venas subclavias son el sitio de inserción de primera opción

Atenuación de la punción/canulación inadvertida de la carótida, múltiples pinchazos

- Colocación de vía central dirigida por ecografía

Nota: La punta de un CVC jamás debe colocarse dentro de la aurícula derecha debido al riesgo de perforación cardíaca, con el taponamiento consiguiente.

Detalles del catéter venoso central

Poliuretano (usado habitualmente para el cuerpo del catéter):

- Resistencia a la tracción, que permite una construcción de paredes más delgadas y un diámetro exterior menor
- Alto grado de biocompatibilidad y de resistencia al acodamiento y a la trombogénesis
- Capacidad de ablandarse dentro del cuerpo

Luces y funcionalidad:

- Más de una luz aumenta la funcionalidad con un único sitio de inserción
- Los catéteres de luz múltiple pueden ser más propensos a las infecciones debido al mayor trauma en la zona de inserción o a que los múltiples puertos aumentan la frecuencia de manipulación
- Los catéteres de luz cuádruple o triple 8,5 Fr tienen más puertos funcionales, pero normalmente su luz es menor (es decir, calibre 8,5 Fr 18/18/18/16 vs. calibre 8,5 Fr 15/14)
- Los catéteres de luz doble 8,5 Fr tienen luces mayores que son útiles para la reposición rápida de volumen, pero disponen de un número limitado de puertos funcionales (es decir, calibre 8,5 Fr 18/18/18/15 vs. calibre 8,5 Fr 15/14)



Luz doble 8,5 Fr
Sección transversal del catéter



Luz cuádruple 8,5 Fr
Sección transversal del catéter

Características del flujo

- Determinadas principalmente por el diámetro interno y la longitud del catéter, pero también afectadas por el flujo (altura IV o bolsa de perfusión a presión), así como por la viscosidad del líquido (por ejemplo, cristaloides vs. sangre)
- Las luces de mayor tamaño a menudo se usan para líquidos de alta viscosidad a fin de incrementar el flujo (por ejemplo, NPT y sangre)

El flujo habitualmente se calcula con solución salina isotónica a una altura de cabecera de 101,6 cm.

Longitud

Los catéteres venosos centrales se presentan en varias longitudes, las más comunes de las cuales son entre 15 y 20 cm. La longitud necesaria viene dada por el tamaño del paciente y el lugar de inserción, para alcanzar la ubicación deseada de la punta del catéter, que es proximal a la aurícula derecha, a unos 2 cm de distancia.

Solución para el exceso de catéter, pinza de fijación

Cuando se logra la colocación del catéter y queda una parte en exceso de catéter entre el extremo posterior y la zona de inserción, puede emplearse una pinza de fijación para anclar y asegurar el catéter en el lugar de inserción. Esto evita el movimiento de émbolo hacia dentro y fuera del catéter en la piel y reduce las posibilidades de infección.

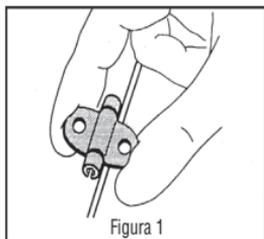


Figura 1

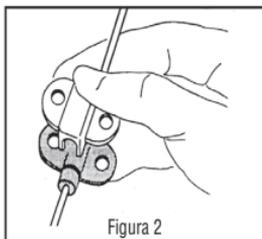


Figura 2

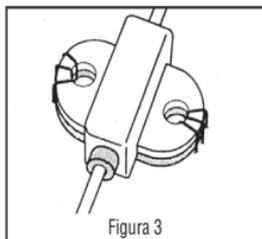


Figura 3

Designaciones de luz y velocidades de perfusión

DESIGNACIÓN DEL PUERTO DEL CVC

Distal (o el de calibre mayor)	Medial	Proximal
Administración en sangre	NPT o fármacos	Administración de fármacos
Gran volumen de líquidos		Toma de muestras de sangre
Administración de coloides		Farmacoterapia
Farmacoterapia		
Monitorización de la PVC		

*Estas son solamente sugerencias.

DESIGNACIÓN DE COLORES DE LOS PUERTOS DEL CVC

Puerto	Doble	Triple	Cuádruple
Proximal	Blanco	Blanco	Blanco
Medial (1)	Azul	Azul	Azul
Medial (2)			Gris
Distal	Marrón	Marrón	Marrón

VELOCIDADES DE PERFUSIÓN DEL CVC

Catéteres Multi-Med de poliuretano 7 Fr de doble y triple luz			
FLUJO DE RENDIMIENTO MEDIO			
Catéter	16 cm de longitud (mL/h)	20 cm de longitud (mL/h)	Equivalencia de calibre transversal
Luz triple			
Proximal	1670	1420	18
Medial	1500	1300	18
Distal	3510	3160	16
Luz doble			
Proximal	3620	3200	16
Distal	3608	3292	16

*Los flujos medios mostrados son con perfusión de solución salina isotónica, a temperatura ambiente y a una altura de cabecera de 101,6 cm.

Control de la infección

Revestimientos

Los revestimientos de los catéteres pueden incluir la impregnación de la superficie del catéter con agentes antimicrobianos y/o antisépticos con el fin de reducir las complicaciones infecciosas y trombóticas relacionadas con los catéteres. El proceso de impregnación con heparina es un ejemplo; otros agentes que se mencionan en la literatura médica son los antibióticos, como la minociclina y la rifampicina, o agentes antisépticos, como la clorhexidina y la sulfadiazina de plata.

Material de catéter antimicrobiano "Oligon"

Los materiales antimicrobianos, en particular los metales, en cantidades mínimas se llaman oligodinámicos. Uno de los más potentes es la plata, cuya forma antimicrobiana son los iones de plata. La acción bactericida de los iones de plata es eficaz contra un amplio espectro de bacterias, incluidas las cepas comunes causantes de infección y las cepas más virulentas resistentes a antibióticos. La plata ha sido usada desde hace décadas en medicina y fue empleada en fármacos de acción sistémica antes del advenimiento de los antibióticos. En la actualidad, la plata se utiliza con frecuencia en pomadas antibacterianas (sulfadiacina de plata), para prevenir infecciones y ceguera en los recién nacidos (nitrato de plata) y en dispositivos y catéteres médicos.

Los catéteres recubiertos con antibióticos y antisépticos han demostrado menores tasas de colonización del catéter y de infecciones asociadas del torrente circulatorio en algunos ensayos clínicos, pero es importante recordar que la trombocitopenia inducida por heparina y/o la alergia al antibiótico utilizado en el catéter podrían dar lugar a morbilidad en el paciente.

Características del catéter y los accesorios

- Punta blanda para evitar lesiones o perforaciones
- Radiopacidad para visualización radiográfica a la hora de determinar la colocación del catéter
- Marcas de profundidad en todos los catéteres y guías

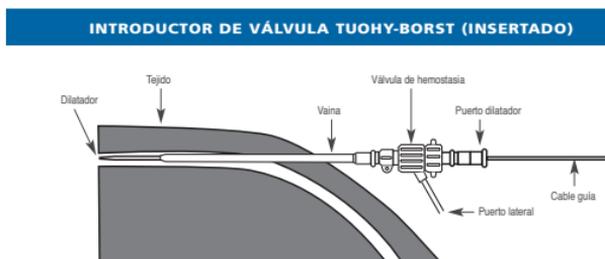
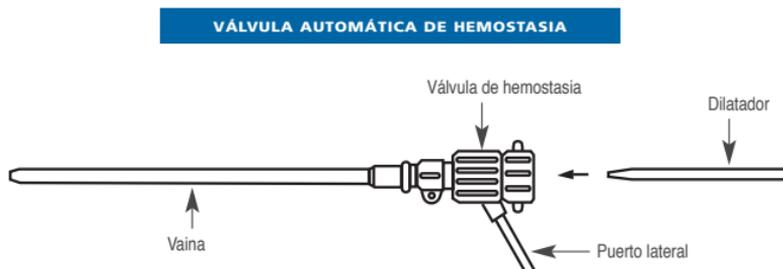
Introdutores como vía central

A veces, un introductor se utiliza para el acceso venoso central cuando se necesita una reposición rápida de volumen o se deja colocado tras la retirada de un catéter de arteria pulmonar. Los componentes del sistema introductor normalmente incluyen:

- Vaina flexible de poliuretano
- Guía y dilatador
- Puerto lateral
- Válvula de hemostasia

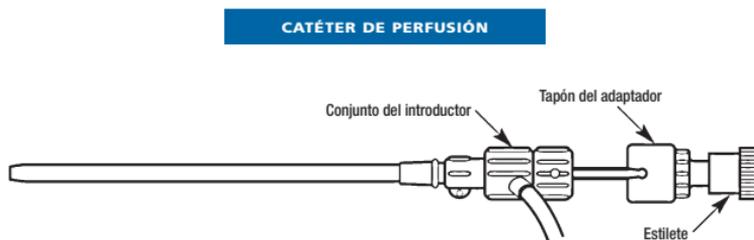
Tras la inserción, la guía y el dilatador se retiran, dejando colocada la vaina. Pueden administrarse líquidos a través del puerto lateral, mientras la válvula de hemostasia impide el retroflujo y/o la embolia gaseosa.

Con el introductor puede usarse un catéter de perfusión de luz simple, colocado a través de la válvula de hemostasia (posterior a la limpieza de la válvula con betadine), para convertirlo en un acceso de doble luz. Debe utilizarse un obturador para ocluir con seguridad la luz y para evitar la entrada de aire cuando el catéter no esté colocado.



Catéter de perfusión

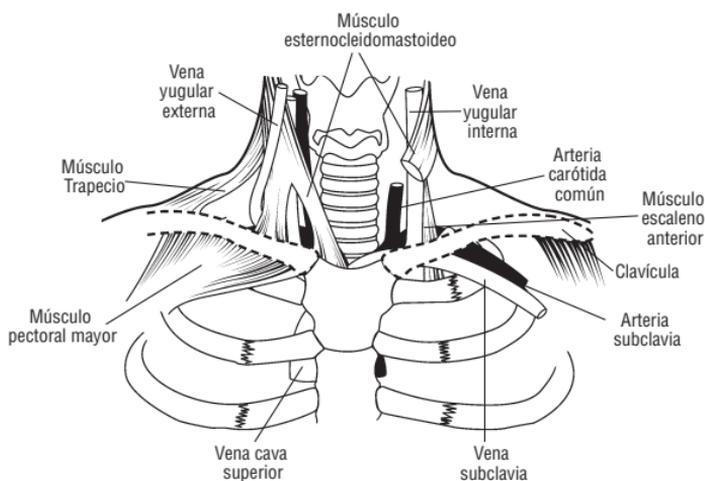
El catéter de perfusión es un conjunto de dos piezas que consta de un catéter de perfusión y un estilete. Con el estilete retirado, el catéter de perfusión permite el acceso a la circulación venosa central a través de un introductor de vaina percutánea. El catéter de perfusión está indicado en pacientes que requieran la administración de soluciones, la toma de muestras de sangre y la monitorización de la presión venosa central. Con el estilete colocado, el producto sirve como obturador, garantizando la permeabilidad de la válvula y la vaina del introductor.



Puntos de inserción

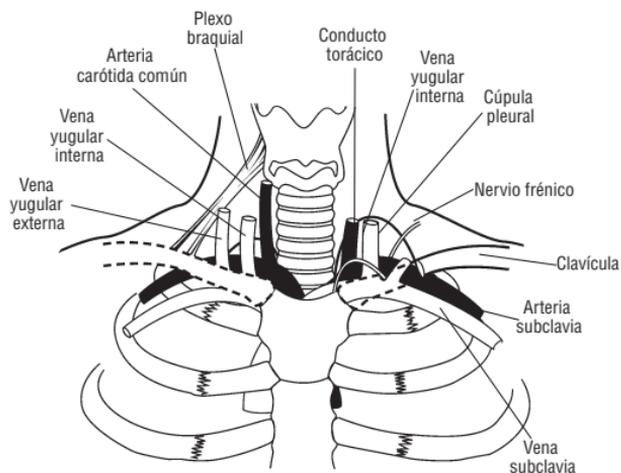
Normalmente, los catéteres venosos centrales se insertan a través de la vena subclavia o yugular interna (YI). La vena subclavia comienza en el límite lateral de la primera costilla y forma un arco a través del espacio comprendido entre la primera costilla y la clavícula. Se une a la yugular interna para convertirse en la vena braquiocefálica, que posteriormente se incorpora a la vena cava superior para fluir hacia el corazón. La vena subclavia puede abordarse infra clavicular (por debajo de la clavícula) o supra clavicular (por encima de la clavícula). Como alternativas se incluyen las venas yugular externa y femoral.

RELACIÓN DE LAS POSICIONES CLAVICULARES CON LA ANATOMÍA VASCULAR



Tenga en cuenta los “espacios” naturales para la venopunción supraclavicular: 1) el triángulo supraclavicular formado por la clavícula y los músculos trapecio y esternocleidomastoideo; 2) el triángulo esternocleidomastoideo clavicular formado por los dos cordones del músculo esternocleidomastoideo y la clavícula.

ILUSTRACIÓN ANATÓMICA DE LAS MOSIVACIONES PARA LAS PREFERENCIAS DE LADO EN LOS ABORDAJES CLAVICULARES



Observe la estrecha proximidad de las estructuras arteriales y venosas. La venopunción en la región lateral de la clavícula es más propensa a la punción arterial, a las lesiones del plexo braquial y al neumotórax. Observe el prominente conducto torácico y el ápice pulmonar más alto en el lado izquierdo y la entrada perpendicular de la VI izquierda en la vena subclavia izquierda.

Colocación de la punta del catéter

Los catéteres venosos centrales deben insertarse de forma que la punta esté proximal a la aurícula derecha, a una distancia de aproximadamente 2 cm, para los abordajes desde la derecha y en parecida posición u holgadamente dentro de la vena braquiocefálica para los abordajes desde la izquierda, con la punta paralela a la pared vascular. Debe realizarse una radiografía de tórax posterior a la inserción, ya que proporciona la única prueba definitiva de la ubicación de la punta del catéter.

Probablemente el factor más importante a la hora de prevenir complicaciones es la ubicación de la punta del catéter. El pericardio se extiende a cierta distancia en dirección cefálica a lo largo de la aorta ascendente y la vena cava superior. Para garantizar una ubicación extrapericárdica, la punta del catéter no debe avanzarse más allá de la vena braquiocefálica o el segmento inicial de la vena cava superior. (Es importante señalar que una parte de la vena cava superior reside en el interior del pericardio.)

Algunos especialistas quizás prefieran una ubicación profunda en la VCS (dentro del tercio inferior de la VCS), pero casi la mitad de la longitud de la VCS está cubierta por la reflexión pericárdica que desciende hacia su borde lateral. Para evitar el riesgo de arritmias y de taponamiento, la punta del CVC debe quedar por encima de esta reflexión y no en la aurícula derecha.

Algunos consejos para garantizar que la punta del catéter no quede en posición extravascular o contra una pared vascular:

- La aspiración mediante jeringa produce sangre libremente
- La presión venosa fluctúa con la respiración
- El avance del catéter no encuentra obstáculos

Monitorización de la presión venosa central

Las mediciones de la presión venosa central (PVC) son extensamente usadas en pacientes con patologías médicas y quirúrgicas como guía simple y de fácil acceso a la terapia con líquidos tras hemorragias, traumatismos accidentales y quirúrgicos, sepsis y estados de urgencia asociados con hipovolemia.

Los catéteres venosos centrales se utilizan para medir la presión a la que retorna la sangre a la aurícula derecha y para ofrecer una valoración del volumen intraventricular y la función del hemicardio derecho. La PVC es un sistema de monitorización útil si se reconocen los factores que la afectan y se comprenden sus limitaciones. Las mediciones continuas son más útiles que los valores individuales y la respuesta de la PVC a una perfusión de volumen es una valiosa prueba de la función ventricular derecha. La PVC no proporciona ninguna indicación directa del llenado del hemicardio izquierdo, pero puede utilizarse como estimación aproximada de las presiones del lado izquierdo en los pacientes con buena función ventricular izquierda. La precarga, o situación en cuanto a volumen del corazón, se ha medido como PVC o POAP, para los ventrículos derecho e izquierdo, respectivamente.

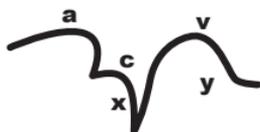
Sin embargo, existen muchos factores que influyen sobre los valores de la PVC, como el rendimiento cardíaco, la volemia, el tono vascular, el tono venoso intrínseco, el aumento de las presiones intraabdominal o intratorácica y la terapia con vasopresores. Por ello, el uso de la PVC para evaluar la precarga o la situación en cuanto a volumen del paciente puede no resultar fiable.

Aumento de la PVC	Disminución de la PVC
Aumento del retorno venoso debido a estados que causan hipovolemia	Reducción del retorno venoso e hipovolemia
Función cardíaca deprimida	Pérdida del tono vascular causada por vasodilatación (sepsis) que contribuye a la acumulación venosa y a una reducción del retorno sanguíneo al corazón
Taponamiento cardíaco	
Hipertensión pulmonar	
PEEP	
Vasoconstricción	

Forma de onda de la PVC normal

Las formas de onda observadas en el monitor reflejan los eventos intracardíacos. La forma de onda de la PVC normal consta de tres picos (ondas a, c y v) y dos descensos (x e y). La *onda a* representa la contracción auricular y sigue a la onda P en el trazado ECG. Se trata de golpe auricular que carga el ventrículo derecho justo antes de la contracción. A medida que la presión auricular disminuye, puede observarse una *onda c*, resultante del cierre de la válvula tricúspide. El *descenso x* representa la presión auricular en descenso continuado. La *onda v* representa los eventos auriculares durante la contracción ventricular (llenado auricular pasivo) y sigue a la onda T en el ECG. Cuando la presión auricular es suficiente, la válvula tricúspide se abre y se produce el *descenso y*. Luego se repite el ciclo.

AURÍCULA DERECHA



“a” = **contracción auricular**

“c” = **cierre de válvula tricúspide**

“v” = **llenado auricular pasivo**

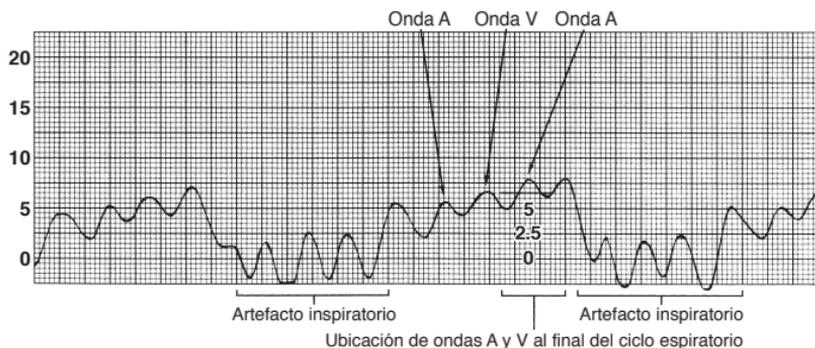
“x” = **diástole auricular**

“y” = **vaciado auricular**

Un reconocimiento preciso de estas ondas requiere que estén alineadas con un trazado ECG. Debido a que los eventos mecánicos siguen a los eléctricos, las formas de onda pueden identificarse alineándolas con los eventos del ECG.

FORMA DE ONDA 6-7

Lectura de formas de onda de PVC con artefacto inspiratorio espontáneo



Nota: Para obtener más información, visite www.PACEP.org

Monitorización mínimamente invasiva avanzada

AVANCES EN CRÍTICOS
A TRAVÉS DE LA EDUCACIÓN CIENTÍFICA
DESDE 1972

El algoritmo del sistema FloTrac

Gasto cardíaco basado en la presión arterial

El algoritmo del sistema FloTrac de Edwards se basa en el principio de que la presión de pulso es proporcional al volumen sistólico (VS) y está inversamente relacionada con la complianza aórtica.

Desviación típica de la presión arterial

Inicialmente, el algoritmo del sistema FloTrac evalúa la presión de pulso utilizando la desviación estandar de la presión arterial (σ_{PA}) en torno al valor de la PAM, medido en mmHg, haciéndolo independiente de los efectos del tono vascular. Esta desviación estandar de la presión de pulso es proporcional al volumen desplazado o volumen sistólico. Esto se calcula mediante el análisis de la forma de onda de la presión arterial durante 20 segundos a 100 veces por segundo, con lo que se crean 2000 puntos de datos a partir de los cuales se calcula la σ_{PA} .

Tradicional: $GC = FC * VS$

Sistema FloTrac:

$$GCPA = FP \times (\sigma_{PA} * \chi)$$

Donde $\chi = M (FC, \sigma_{PA}, C (P), ASC, PAM, \mu_{3pa}, \mu_{4pa} \dots)$

σ_{PA} = desviación estándar de la presión de pulso arterial en mmHg, proporcional a la presión de pulso.

$Khi(\chi)$ = parámetro multifactorial de escala proporcional a los efectos del tono vascular sobre la presión de pulso.

M = ecuación polinómica multifactorial.

ASC = superficie corporal calculada mediante la ecuación de Dubois de la superficie corporal.

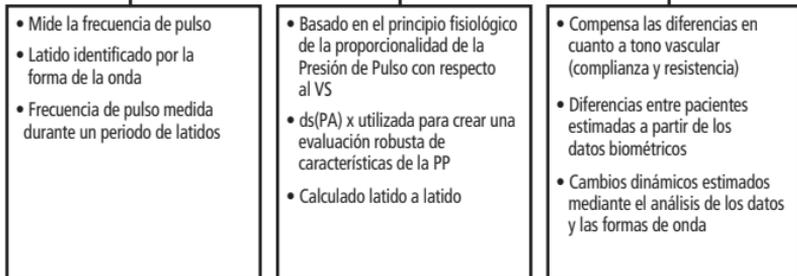
PAM = presión arterial media calculada tomando la suma de los valores de puntos de presión muestreados durante 20 segundos y dividiéndola por el número de puntos de presión.

μ = momentos estadísticos determinados por asimetría (simetría) y curtosis (distinción de un pico), calculados a lo largo de varias derivaciones matemáticas.

$$\text{GCPA} = \text{FP} \times$$

$$\text{ds(PA)} \times \chi$$

χ = Frecuencia de pulso medido durante un periodo de latidos



***Khi* (χ) y la conversión de mmHg en mL/latido**

La conversión de la desviación estándar de las presiones arteriales (mmHg) en mL/latido se lleva a cabo multiplicándola por un factor de conversión llamado *Khi*(χ). *Khi* es una ecuación polinómica multifactorial que evalúa el impacto del tono vascular cambiante del paciente sobre la presión de pulso. *Khi* se calcula mediante el análisis de la frecuencia del pulso del paciente, la presión arterial media, la desviación estándar de la presión arterial media, la complianza de los grandes vasos según las estimaciones demográficas del paciente y la asimetría y la curtosis de la forma de onda arterial. *Khi* se actualiza y aplica al algoritmo del sistema FloTrac en un ciclo continuado de 60 segundos en promedio.

- **Frecuencia del pulso:** La frecuencia del pulso del paciente se calcula contando el número de pulsaciones en un periodo de 20 segundos y extrapolándola a un valor por minuto.
- **Presión arterial media (PAM):** Un aumento en la presión promedio a menudo indica un aumento en la resistencia y viceversa.
- **Desviación estandar de la presión arterial (σ_{PA}):** La presión de pulso es proporcional a la σ_{PA} y al volumen sistólico. Los aumentos y las reducciones de la desviación estandar también proporcionan información acerca de la amplitud de la presión. Cuando esta amplitud de la presión se correlaciona con la curtosis, compensa la complianza diferencial y la reflectancia de la onda que pueden variar entre distintas ubicaciones arteriales. Esto permite la monitorización del gasto cardíaco a partir de diferentes ubicaciones arteriales.
- **Complianza de los grandes vasos:** Los trabajos realizados por Langewouters demostraron una correlación directa entre la edad, el sexo y la PAM con respecto a la complianza aórtica. De estos estudios se derivó una ecuación mediante la cual podría estimarse la complianza de un paciente a partir de sus datos de edad y sexo. De acuerdo con Langewouters y cols., la complianza arterial (C), como función de la presión, podría calcularse mediante la siguiente ecuación:

$$C(P) = L \cdot \frac{\frac{A_{\max}}{\pi \cdot P_1}}{1 + \left(\frac{P - P_0}{P_1}\right)^2}$$

L = longitud aórtica estimada

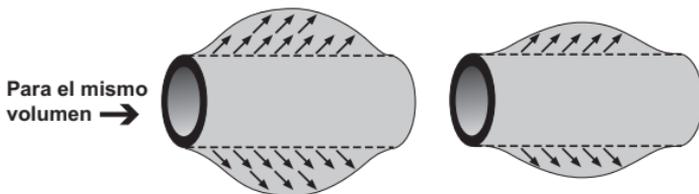
A_{\max} = área máxima de sección transversal de la raíz aórtica

P = presión arterial

P_0 = presión a la que la complianza alcanza su valor máximo

P_1 = ancho de la curva de complianza a la mitad de la complianza máxima. Se encontró asimismo que las mediciones adicionales del peso y la altura (ASC) se correlacionaban con el tono vascular y se añadieron para mejorar el cálculo de la complianza aórtica

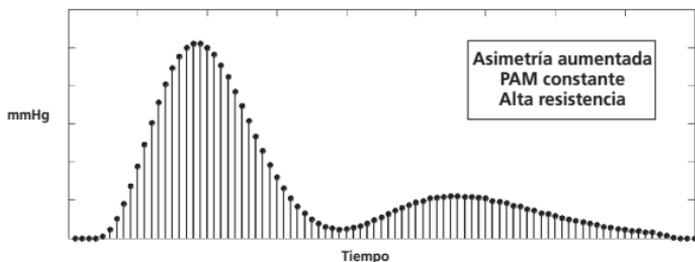
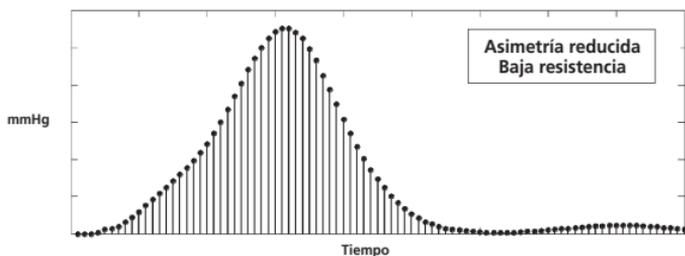
- Menor edad vs. • Mayor edad
- Hombre vs. • Mujer
- Mayor ASC vs. • Menor ASC



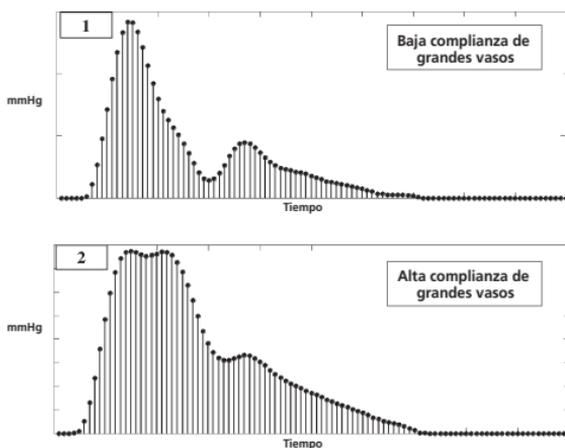
- La complianza afecta inversamente a la PP
- El algoritmo incluye una compensación para los efectos de la complianza sobre la PP en función de la edad, el sexo y la SC

• **Asimetría (una medida de la falta de simetría, μ_{3pa}):**

Las características de simetría en la presión arterial pueden indicar un cambio en el tono vascular y/o de resistencia. Dos funciones diferentes pueden tener la misma media y desviación estandar, pero raramente tendrán la misma asimetría. Por ejemplo, una onda de presión arterial en la que los puntos aumenten rápidamente en la sístole y caigan lentamente puede tener como resultado un aumento de la vasoconstricción y generaría un incremento de la asimetría.



- **Curtosis (una medida de lo agudo (forma de pico) o plano de la distribución de los puntos de presión con respecto a la distribución normal, μ_{4pa}):** Los datos de presión con curtosis elevada representan una elevación y una caída de la presión muy rápida en relación con la presión de pulso normal y pueden asociarse directamente con la complianza de los grandes vasos.
 - 1) Un valor de curtosis elevado indicará un pico bien definido cerca de la media, con una caída posterior, seguida de una larga "cola".
 - 2) Un valor de curtosis bajo tenderá a indicar que la función es relativamente plana en la región de su pico y sugiere un descenso del tono central, como puede verse a menudo, por ejemplo, en la vasculatura neonatal.



***Khi* (χ) mmHg a mL/latido**

Tomando todas estas variables en consideración, el algoritmo del sistema FloTrac evalúa continuamente el impacto del tono vascular sobre la presión cada 60 segundos. El resultado del análisis es un factor de conversión llamado *Khi* (χ). *Khi* se multiplica entonces por la desviación estandar de la presión arterial para calcular el volumen sistólico en mL por latido. Este volumen sistólico se multiplica por la frecuencia del pulso para obtener el gasto cardíaco en litros por minuto.

$$\text{Volumen sistólico (mL/latido)} = \sigma_{\text{PA}} (\text{mmHg}) * \chi (\text{mL/mmHg})$$

No se necesita calibración manual

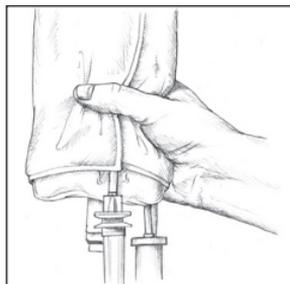
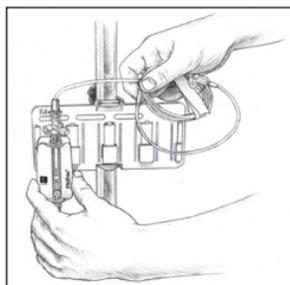
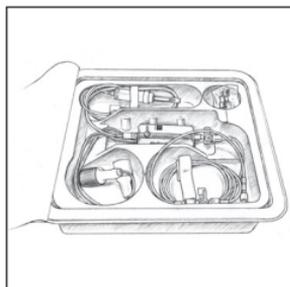
Otros dispositivos de gasto cardíaco a partir de la presión arterial (contorno del pulso o potencia del pulso) requieren calibración, ya que no pueden realizar una corrección automática para el cambio del tono vascular del paciente. Debido a que el algoritmo del sistema FloTrac se ajusta continuamente al cambio del tono vascular del paciente, no necesita calibración manual. Como componente de la calibración, *Khi* se corrige automáticamente para los cambios en el tono vascular a través de un complejo análisis de la forma de onda. Esta función elimina también la necesidad de una vía venosa central o periférica, que es imprescindible para los métodos de dilución del indicador empleados en la calibración manual.

Consideraciones técnicas

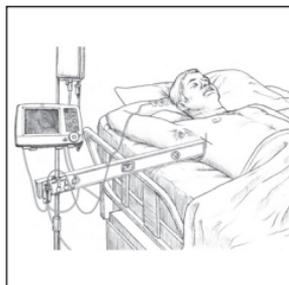
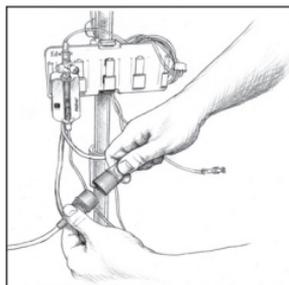
El algoritmo del sistema FloTrac depende de un trazado de presión de gran fidelidad. La atención a las mejores prácticas en la monitorización de la presión es importante: purgar por gravedad, mantener la bolsa de presión a 300 mmHg, adecuar el volumen de lavado de la bolsa IV, mantener la llave del sensor a nivel con el eje flebostático y probar periódicamente la amortiguación óptima con una prueba de onda cuadrada. Los kits de sensores FloTrac están especialmente configurados para optimizar la respuesta de frecuencia, por lo que agregar tubuladuras de presión o llaves adicionales no se recomienda en absoluto.

Ajuste del sensor FloTrac

1. Abra el Set del Sensor FloTrac e inspeccione el contenido. Reemplace los tapones ventilados por los tapones no ventilados. Verifique que todas las conexiones estén ajustadas.
2. Retire el sensor FloTrac del embalaje y colóquelo en la Placa Soporte Edwards Lifesciences que se encuentra bien fijada al soporte de sueros.
3. **Purgado de la bolsa y del Sistema FloTrac:** Coloque una bolsa de suero salino en posición invertida (anticoagulación según protocolos del servicio). Introducir el pincho del equipo de administración de líquido en la bolsa, manteniendo la cámara de goteo en posición vertical. Manteniendo la bolsa invertida, apriete ligeramente la bolsa con una mano para extraer el aire mientras con la otra tira del lavador hasta que se haya extraído todo el aire de la bolsa y la cámara de goteo se haya llenado hasta la mitad.
4. Coloque la bolsa de suero salino dentro del manguito de presión y cuélguelo en el soporte de sueros **(No inflar)**.
5. Lavar las líneas y el Sensor FloTrac únicamente por gravedad **(sin presión en el manguito de presión)**, manteniéndolas en posición vertical y dejando que la columna de fluido suba por la línea empujando el aire hacia el exterior hasta que el líquido alcance el final de la línea.

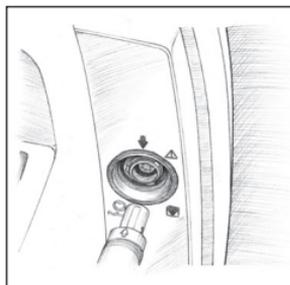
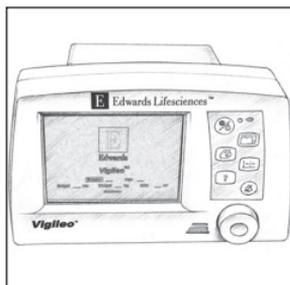
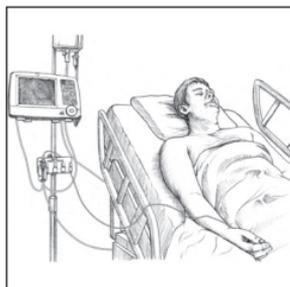


6. Presurice el manguito de presión hasta **300 mmHg**.
7. Retire cualquier burbuja que haya quedado en el sistema tirando del lavador del Sensor FloTrac.
8. Conecte el cable **verde** al conector **verde** del Sensor FloTrac. Conecte la parte opuesta del cable **verde** a la conexión (también verde) de la parte posterior del monitor.
9. Conecte el cable de presión arterial del monitor de cabecera al conector **blanco** del Sensor FloTrac.
10. Conecte la línea al catéter arterial "luego de aspirar" y lavar el sistema para asegurarse de que no queden burbujas.
11. Nivele el Sensor FloTrac con el eje flebostático. **Nota: es importante mantener el sensor FloTrac todo el tiempo nivelado con el eje flebostático para asegurar la exactitud del Gasto cardiaco.**
 - a. Abra la llave al aire atmosférico.
 - b. Seleccione el **Cero** en el monitor de cabecera y confírmelo.
 - c. Con la rueda de navegación del Vigileo seleccione la ventana de Gasto Cardíaco, seleccione **Cero** de presión arterial y confirmar **Cero**.
 - d. Cierre la llave al aire atmosférico.
12. **El Gasto Cardíaco se mostrará en 40 segundos y se actualizarán los valores a intervalos de 20 segundos aproximadamente.**
13. Inspeccione la curva de presión arterial en la pantalla de monitor de cabecera o en la pantalla de confirmación de curva.



Ajuste y puesta a cero del monitor Vigileo

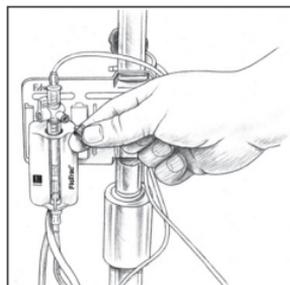
1. Presione el botón  "Inicio" del panel frontal del monitor Vigileo para encenderlo. La pantalla mostrará un mensaje inicial indicando que se está realizando una comprobación automática después del encendido (**Self-Test in Progress**)
2. Después de la comprobación automática, introducir los datos biométricos del Paciente (sexo, edad, talla y peso). Deben introducirse para permitir que el Gasto Cardíaco pueda ser medido.
3. Use la rueda de navegación para seleccionar e introducir los valores. Presione **Continuar** para confirmar la selección y aparecerá la pantalla principal
4. Conecte el cable verde a la conexión también de color verde situada en la parte posterior del Monitor Vigileo, alineando la flecha de la parte superior de la conexión del monitor con la flecha del cable verde.
5. Conecte el otro extremo del cable verde al conector también verde del Sensor FloTrac.
6. Gire la rueda de navegación hasta que resalte la ventana de GC, entonces **presione** la rueda y aparece el menú de GC.



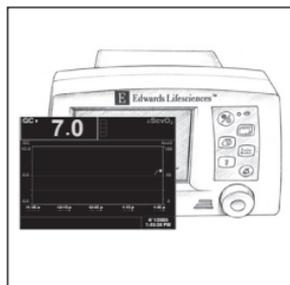
7. Gire la rueda de navegación hasta resaltar **cero de presión arterial**, a continuación presione la rueda y la pantalla de cero de presión arterial aparecerá.



8. Abra el Sensor FloTrac al aire atmosférico, gire la rueda de navegación del monitor hasta resaltar **Cero** y presione la rueda. Seleccione **Regreso** para salir de la pantalla. Cierre el sensor FloTrac al aire atmosférico.



9. El gasto cardiaco aparecerá en 40 segundos, después de que el Sensor FloTrac registre la presión arterial.



Variación del volumen sistólico

Tendencias de parámetros dinámicos

La monitorización hemodinámica puede obtenerse de forma continua o intermitente y empleando parámetros estáticos o dinámicos. Los parámetros estáticos son instantáneos e individuales tomados en puntos específicos del ciclo cardíaco o respiratorio. Para evaluar cambios rápidos en el estado cardiovascular a lo largo de cortos periodos de tiempo, deben obtenerse tendencias de parámetros dinámicos. La siguiente tabla muestra ejemplos de algunos parámetros estáticos y dinámicos que se utilizan para evaluar el estado en cuanto a volumen y la respuesta a los líquidos. La variación del volumen sistólico (VVS) es un parámetro dinámico y un indicador sensible de la respuesta a la precarga en los pacientes con ventilación asistida.

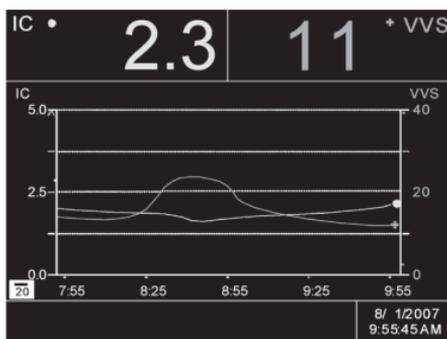
PARÁMETROS HEMODINÁMICOS PARA EVALUAR EL ESTADO EN CUANTO A VOLUMEN Y LA RESPUESTA A LOS LÍQUIDOS

Parámetros estáticos	Parámetros dinámicos
Presión diferencial arterial (PDA)	Variación de la presión arterial sistólica (VPS)
Presión arterial media (PAM)	Variación de la presión diferencial arterial (VPD)
Presión venosa central (PVC)	Variación del volumen sistólico (VVS)
Presión de oclusión de la arteria pulmonar (POAP)	
Frecuencia cardíaca	
Diuresis	

Ventajas de la obtención de las tendencias de la VVS con el gasto cardíaco

Los especialistas conocen el papel esencial del balance hídrico en los pacientes críticos. Los indicadores de presión estáticos como los mostrados anteriormente pueden no ser lo suficientemente sensibles para predecir una hipovolemia o la respuesta del paciente a la administración de líquidos. Por ello, la creación de tendencias para los parámetros basados en el flujo VVS y gasto cardíaco combinados proporciona una indicación de la respuesta a los líquidos y un medio de verificar que éstos son beneficiosos para el estado del paciente. La última versión del software del sistema FloTrac ofrece la posibilidad de obtener tendencias de dos parámetros de flujo cualesquiera, incluida la VVS.

SISTEMA FLOTRAC – PANTALLAS DE TENDENCIAS AVANZADAS DE VVS

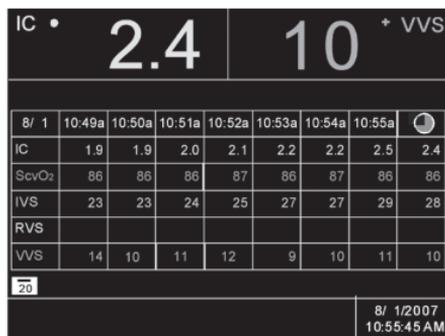


La VVS utiliza cálculos del volumen sistólico ventricular izquierdo a partir de la forma de onda de pulso para realizar un análisis latido a latido en el transcurso de una respiración. Diversos estudios han demostrado el potencial de la VVS para predecir la respuesta a la administración de líquidos.

Cada vez se usa más la VVS para determinar la respuesta a los líquidos y para monitorizar los efectos de la terapia con volumen. Una optimización satisfactoria se asocia a mejores resultados asistenciales, como, por ejemplo, estancias hospitalarias más breves e índices de morbilidad más bajos. Por ello, se están adoptando herramientas tales como el sistema FloTrac para mejorar los conocimientos sobre optimización hídrica, el flujo sanguíneo y el aporte de oxígeno.

El sistema FloTrac proporciona una perspectiva dinámica mediante el uso del catéter arterial existente. El sistema incluye pantallas de tendencias avanzadas de VVS que proporcionan información vital permitiendo una acción precoz al tiempo que complementan el flujo de trabajo clínico.

SISTEMA FLOTRAC – PANTALLAS DE TENDENCIAS AVANZADAS DE VVS



Uso de líquidos para mejorar la hemodinámica

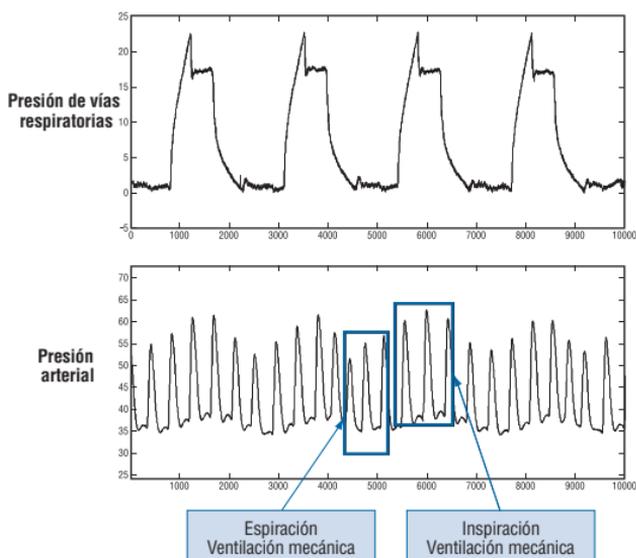
“La capacidad de la variable VVS para predecir la respuesta a pequeñas cargas de volumen y la medición continua de la VVS y del VS son de suma importancia clínica. . .

De igual manera, la curva de eficacia diagnóstica (ROC) ha demostrado la superioridad de la VVS sobre la PAS para predecir la respuesta a los líquidos.” Berkenstadt

Cálculo de la variación del volumen sistólico

La variación del volumen sistólico es un fenómeno natural en el que la presión de pulso arterial disminuye durante la inspiración y aumenta durante la espiración debido a los cambios en la presión intratorácica debidos a la ventilación con presión negativa (respiración espontánea). Las variaciones superiores a 10 mmHg se han llamado pulso paradójico. Los datos sobre el rango normal de variación en los pacientes con respiración espontánea son de entre 5-10 mmHg.

El pulso paradójico inverso es el mismo fenómeno con ventilación mecánica controlada, a la inversa. La presión arterial aumenta durante la inspiración y disminuye durante la espiración debido a los cambios en la presión intratorácica debidos a la ventilación con presión positiva. Además de pulso paradójico inverso, también se ha llamado paradoja del pulso, paradoja respiratoria, variación de la presión arterial sistólica y variación de la presión de pulso. Tradicionalmente, la VVS se calculaba mediante la toma del $VS_{\text{máx}} - VS_{\text{mín}}$ / VS medio durante un ciclo respiratorio u otro periodo de tiempo.



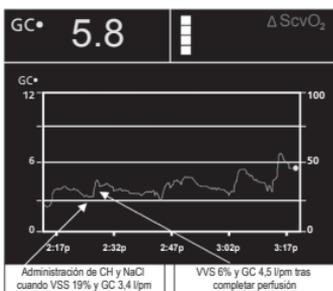
VVS y evaluación de la respuesta a los líquidos

La VVS y su medición comparable, la variación de la presión de pulso (VPP), no son indicadores de la precarga real, sino de la respuesta relativa a la precarga. Se ha demostrado que la VVS presenta altos valores de sensibilidad y especificidad en comparación con los indicadores tradicionales del estado en cuanto a volumen (FC, PAM, PVC, DAP, POAP) y su capacidad para determinar la respuesta a los líquidos. La siguiente tabla de estudios demuestra el nivel de sensibilidad y especificidad de la VVS para predecir la respuesta a los líquidos frente a un volumen específico perfundido y criterios definidos para un paciente con respuesta a líquidos.

Estudio	Pacientes	Volumen	Volumen Tidal mL/Kg	Parámetros analizados (Arteria)	R ²	Def. de paciente con respuesta	Sensibilidad	Especificidad
Michard	Sepsis	500 mL	8 a 12	$\Delta PD (A \text{ o } D)$	0.85	$\Delta GC \geq 15\%$	94	96
Berkenstadt y cols	Neurocirugía	100 mL	10	ΔVVS	0.53	$\Delta VS \geq 5\%$	79	93
Reutery cols	Cardiaco	10 x IMC	10	ΔVVS	0.64	$\Delta VS \geq 5\%$	79	85

Aplicación de la VVS

Los valores normales de VVS son menores del 10-15% con ventilación mecánica controlada. Las siguientes cifras ponen de manifiesto el uso de la VVS como guía para la reposición de volumen con una VVS objetivo < 13%. La VVS aumentó al 19% con un volumen sistólico (VS) de 43 mL/latido y se administraron sangre y solución salina isotónica para obtener una VVS del 6% y un VS de 58 mL/latido.



Limitaciones potenciales de la VVS

- Ventilación mecánica
Actualmente, los datos bibliográficos apoyan el uso de la VVS sólo en pacientes con ventilación mecánica (modo controlado) al 100%, con volúmenes corrientes de más de 8 cc/kg y frecuencias respiratorias fijas.
- Ventilación espontánea
En la actualidad, los datos bibliográficos no apoyan el uso de la VVS en los pacientes con respiración espontánea debido a la naturaleza irregular de la frecuencia y los volúmenes tidal.
- Arritmias
Las arritmias pueden afectar en gran medida a los valores de la VVS. Por ello, la utilidad de la VVS como guía para la reposición de volumen es mayor en ausencia de arritmias.

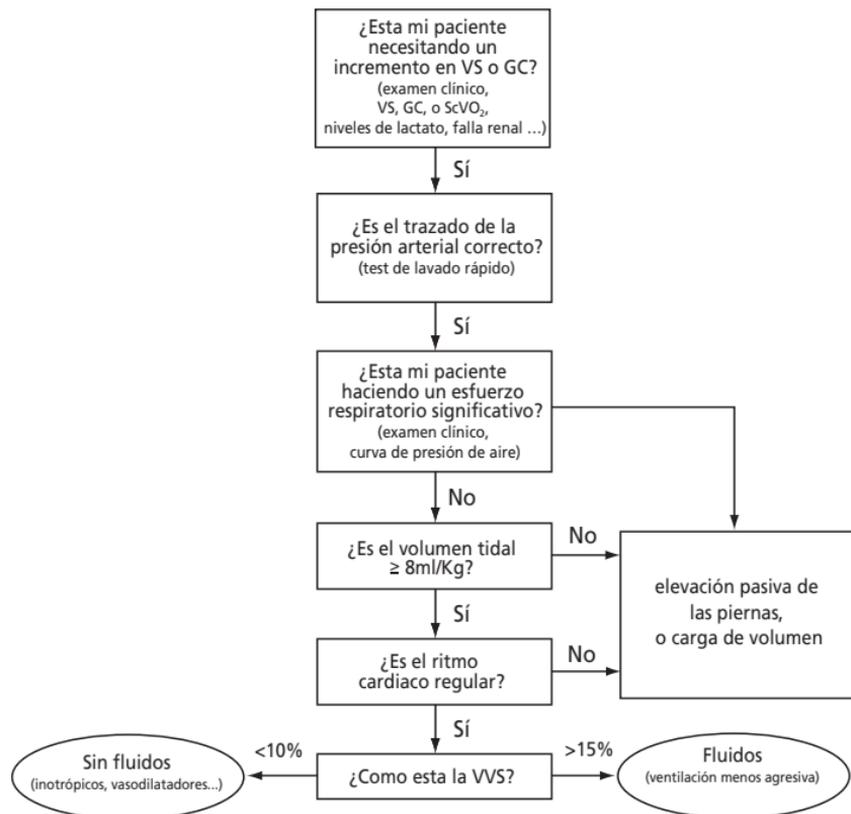
Efectos intervencionistas sobre la VVS

- PEEP
Niveles crecientes de presión espiratoria final positiva (PEEP) pueden causar un aumento en la VVS, cuyos efectos pueden corregirse mediante una reposición adicional de volumen, en caso necesario.
- Tono vascular
Los efectos de la terapia de vasodilatación pueden aumentar la VVS y deberían considerarse antes del tratamiento con volumen adicional.

Resumen

Cuando se utiliza dentro de sus limitaciones, la VVS es una herramienta sensible que puede utilizarse para dirigir el adecuado manejo de la precarga del paciente y lograr un DO_2 óptimo para ayudar a la optimización de los líquidos. La VVS es un parámetro disponible con el sensor FloTrac y el monitor Vigileo.

Algoritmo VVS del sistema FloTrac/Vigileo



Administración de líquidos y sistema FloTrac/Vigileo

Maniobra de elevación pasiva de las piernas (EPP) del sistema FloTrac/Vigileo



En los pacientes que responden a la precarga generalmente se verá un efecto máximo en 30 - 90 segundos y se alcanzará un aumento del 10-15% en el VS. La EPP que indujo un aumento del volumen sistólico en más de un 10% también predijo un aumento inducido por volumen en el volumen sistólico de más del 15% con excelentes niveles de sensibilidad y especificidad.

1. Paciente en posición semi sentada (cabeza elevada 45°) o posición supina
2. Anote el VS del sistema FloTrac – tiempo T1 en la calculadora de % de cambio
3. Recline simultáneamente la cabeza y/o eleve los pies (pies elevados 45°)
4. Espere 1 minuto
5. Anote el VS del sistema FloTrac – tiempo T2 en la calculadora de % de cambio
6. Aumento % del VS > 10-15% = respuesta a la precarga
7. Aumento % del VS < 10-15% ≠ respuesta a la precarga
8. Repetir cuanto sea necesario

GC •	7.2		70	Δ ScvO ₂
Calculador % cambio				
Volver				
Hora T1	9 : 20 AM	9 / 9 / 2009		
Hora T2	9 : 25 AM	9 / 9 / 2009		
	T1	T2	% = (T2-T1)/T1 *100	
GC	6.3	7.0	+ 11.1 %	
VS	90	110	+ 22.2 %	
VSS	20	7	- 65.0 %	
RVS	606	549	- 9.4 %	
ScvO ₂	70	70	0.0 %	
			9/ 9/2007 9:35:45 AM	

Problemas o limitaciones

Las problemas con respecto a los efectos reales de realizar la maniobra de EPP en otras patologías, tales como lesiones neurológicas, deben tenerse en cuenta antes de llevar a cabo dicha maniobra. Los pacientes en los que la administración de líquidos represente un riesgo mayor (LPA, SDRA, IRA) pueden manejarse con un aumento porcentual de la EPP que claramente supere el 15%. En los casos en los que la precarga real “reclutable” del paciente esté afectada por vasoconstricción asociada con hipovolemia o shock cardiogénico, pueden considerarse los indicadores tradicionales de la precarga (PVC, VTD) o la administración de un líquido.

Maniobra de carga de fluidos con el sistema

FloTrac/Vigileo

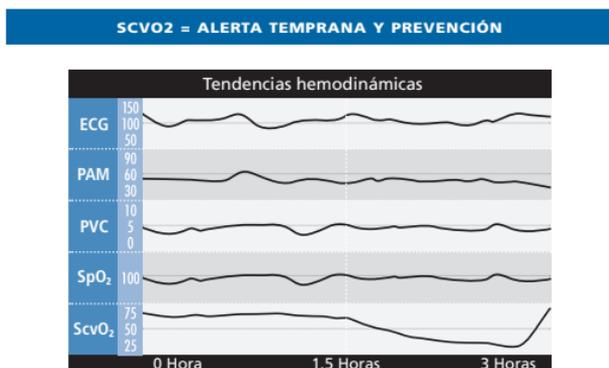
Administre un líquido con un volumen conocido (por ejemplo, 250- 500 mL) y anote el cambio porcentual:

1. Anote el VS del sistema FloTrac – tiempo T1 en la calculadora de % de cambio
2. Perfusión del bolo de 250-500 mL
3. Anote el VS del sistema FloTrac – tiempo T2 en la calculadora de % de cambio
4. Si el aumento % del VS es $+> 10-15\%$ = respuesta a la precarga
5. Considere líquidos adicionales
6. Repita la maniobra de reto de fluidos con sistema FloTrac/Vigileo
7. Si el % del VS es $< 10-15\%$ \neq respuesta a la precarga = detener líquidos

Fisiología y aplicaciones clínicas de la oximetría venosa

Fisiología y oximetría venosa

El mantenimiento del equilibrio entre el aporte (DO_2) y el consumo (VO_2) de oxígeno en los tejidos es esencial para la homeostasia celular y la prevención de la hipoxia tisular y el subsiguiente fallo orgánico. Los parámetros de monitorización tradicionales (FC, presión arterial, PVC y SpO_2) han demostrado ser malos indicadores del aporte de oxígeno y secundarios a los mecanismos de compensación. Además, los pacientes han mostrado signos continuados de hipoxia tisular (aumento de lactato, bajo $ScvO_2$) incluso después de haberse reanimado hasta constantes vitales normalizadas.



Los parámetros de monitorización tradicionales no alertaron a los especialistas sobre un taponamiento cardíaco en este caso

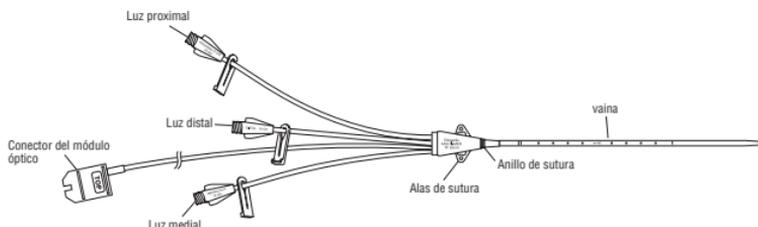
La oximetría venosa continua con fibra óptica es una valiosa herramienta para la monitorización del equilibrio entre aporte y consumo de oxígeno en la cabecera del paciente. La oximetría venosa continua es un indicador sensible en tiempo real de este equilibrio y puede aplicarse como indicador global o regional; los parámetros monitorizados con mayor frecuencia son la saturación venosa mixta de oxígeno (SvO_2) y la saturación venosa central de oxígeno ($ScvO_2$). La SvO_2 es un reflejo real del equilibrio global entre el aporte y el consumo de oxígeno, ya que se mide en la arteria pulmonar, donde se ha mezclado la sangre venosa que retorna al hemicardio derecho procedente de la vena cava superior (VCS), la vena cava inferior (VCI) y el seno coronario

(ASC). La SvO₂ se ha venido estudiando y utilizando clínicamente para monitorizar el equilibrio global entre DO₂ y VO₂. La monitorización de la SvO₂ ha estado disponible a través de los análisis de laboratorio de cooximetría o de la monitorización continua mediante fibra óptica con catéteres de arteria pulmonar de tecnología avanzada desde los años 70 y mediados de los 80, respectivamente.

La monitorización continua de la ScvO₂ mediante fibra óptica en forma de catéter venoso central 8,5 Fr (catéter PreSep de Edwards) estuvo disponible en 2003. Con la punta del catéter venoso central PreSep colocada en la VCS, la ScvO₂ puede medirse y visualizarse en un monitor Vigileo o Vigilance de Edwards. Esta capacidad también está disponible a través de los catéteres de oximetría venosa central 4,5 Fr y 5,5 Fr (catéter Edwards PediaSat) para uso pediátrico.

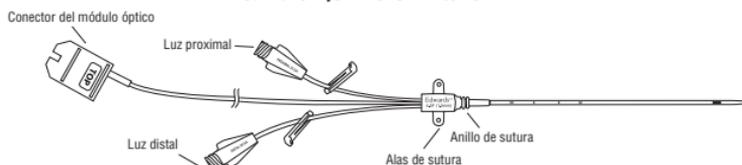
CATÉTER DE OXIMETRÍA PRESEP

Calibre 8,5 Fr 20 cm 18/18/16 con material antimicrobiano Oligon*



CATÉTER DE OXIMETRÍA PEDIASAT

Calibre 4,5 Fr 5 cm 20/23



* Los catéteres de oximetría PreSep Oligon contienen un material antimicrobiano integrado Oligon. La actividad del material antimicrobiano está localizada en las superficies del catéter y no está indicada para el tratamiento de infecciones sistémicas. Las pruebas *in vitro* demostraron que el material Oligon proporcionó una eficacia de amplio espectro (reducción ≥ 3 log con respecto a la concentración inicial al cabo de 48 horas) contra los organismos analizados: *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis*, *Klebsiella pneumoniae*, *Enterococcus faecalis*, *Candida albicans*, *Escherichia coli*, *Serratia marcescens*, *Acinetobacter calcoaceticus*, *Corynebacterium diphtheriae*, *Enterobacter aerogenes*, *Staphylococcus aureus* resistente a gentamicina y meticilina, *Pseudomonas aeruginosa*, *Candida glabrata* y *Enterococcus* resistente a vancomicina (*Enterococcus faecium*).

Diferencia entre SvO₂ y ScvO₂

Debido a que la SvO₂ y la ScvO₂ se ven afectadas por los mismos cuatro factores (gasto cardíaco, hemoglobina, oxigenación y consumo de oxígeno) y, clínicamente, evolucionan juntas, se consideran clínicamente intercambiables. La excepción es en el cálculo de los perfiles fisiológicos globales que usan la SvO₂, como, por ejemplo, VO₂.

SvO₂ es un indicador global del equilibrio entre DO₂ y VO₂, ya que es un reflejo de toda la sangre venosa; VCI, VCS y ASC. ScvO₂ es un reflejo regional (cabeza y parte superior del cuerpo) de ese equilibrio. En condiciones normales, ScvO₂ es ligeramente menor que SvO₂ debido, en parte, a la mezcla y a la cantidad de sangre venosa de retorno. En los pacientes hemodinámicamente inestables, esta relación cambia y ScvO₂ es mayor que SvO₂ en aproximadamente un 7%. Esta diferencia puede ampliarse hasta el 18% en los estados de shock, pero los valores evolucionan juntos más del 90% del tiempo.

Oximetría venosa global

SvO₂ – oximetría venosa mixta

Oximetría venosa regional

ScvO₂ – cabeza y extremidades superiores

SpvO₂ – oximetría venosa periférica

Oximetría venosa orgánica específica

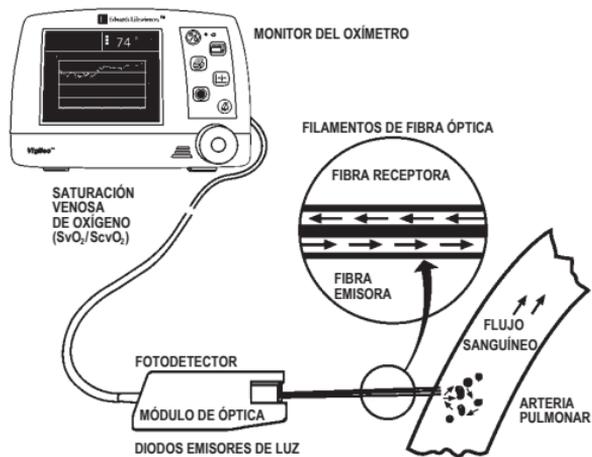
SjO₂ – oximetría del bulbo yugular craneal

ShvO₂ – oximetría venosa hepática

SscO₂ – oximetría de seno coronario

Tecnología de monitorización continua de ScvO₂

Toda la oximetría venosa se mide a través de espectrometría de reflexión. La luz se emite desde un LED, por medio de uno de los dos canales de fibra óptica, a la sangre venosa; parte de esta luz se refleja y es captada por otro canal de fibra óptica, que lee un fotodetector. La cantidad de luz absorbida por la sangre venosa (o reflejada) está determinada por la cantidad de oxígeno saturado o unido a la hemoglobina. Esta información la procesa el monitor de oximetría y se actualiza y muestra cada dos segundos como un valor porcentual en el monitor.



Precisión de la ScvO₂ continua con fibra óptica de Edwards en comparación con la cooximetría

En un entorno de pruebas de laboratorio, la precisión de la monitorización de la oximetría venosa continua con fibra óptica es de aproximadamente un $\pm 2\%$ en un rango de oximetría del 30-99% en comparación con un cooxímetro. Con saturaciones de oxígeno del 9% al 100%, los resultados de los sistemas de oximetría con fibra óptica se corresponden significativamente ($p < 0,0001$) con el sistema de cooximetría de gases sanguíneos estándar ($r = 0,99$). Las mediciones de la comparación clínica mostraron también una correlación significativa ($r = 0,94$, $p < 0,001$) y una relación lineal estrecha según lo determinado por el análisis de regresión ($r^2 = 0,88$, $p < 0,001$). La diferencia de medias (sesgo) fue del $-0,03\%$ con un $\pm 4,41\%$ de precisión según Liakopoulos y cols.

Interferencia con las lecturas de ScvO₂

Ciertos problemas técnicos e intervenciones terapéuticas pueden afectar a las fibras ópticas. Tanto la luz distal de gran tamaño como la óptica de emisión/recepción residen en la punta del catéter. Por ello, la posición de ésta puede influir sobre la calidad de la señal (ICS) y las lecturas, si la punta queda colocada contra una pared vascular. Los líquidos perfundidos a través de la luz distal también pueden influir en el ICS y las lecturas (por ejemplo, los lípidos como la NPT o el propofol, las tinciones verdes o azules y las perfusiones de cristaloides con flujo elevado). El acodamiento del catéter puede dar lugar a un ICS elevado.

Interpretación de los valores de oximetría venosa (SvO_2 y $ScvO_2$)

Los valores del rango normal son del 60-80% para SvO_2 y del 70% para $ScvO_2$. Normalmente, la $ScvO_2$ tiene un valor un 7% más alto que la SvO_2 en los pacientes críticos. Las lecturas bajas de oximetría suelen indicar un aporte de oxígeno reducido (DO_2) o un aumento del consumo (VO_2). Unos niveles notablemente elevados ($> 80\%$) pueden indicar:

- Baja demanda metabólica
- Incapacidad para usar el oxígeno suministrado a los tejidos (sepsis)
- Gasto cardíaco muy elevado
- Shunt de la sangre oxigenada fuera de los tejidos
- Errores técnicos

Cuándo es significativo el cambio

Los valores de $ScvO_2$ y SvO_2 no son estáticos y fluctúan en aproximadamente un $\pm 5\%$. Estos valores pueden mostrar cambios importantes con actividades e intervenciones tales como la aspiración; sin embargo, los valores deben recuperarse al cabo de pocos segundos. La recuperación lenta es un mal signo de la lucha del sistema cardiorespiratorio por responder a un aumento repentino de la demanda de oxígeno. Al monitorizar la $ScvO_2$, los especialistas deben buscar cambios de un $\pm 5 - 10\%$ sostenidos durante más de 5 minutos y posteriormente investigar cada uno de los cuatro factores que influyen sobre la $ScvO_2$:

- Gasto cardíaco
- Hemoglobina
- Saturación de oxígeno arterial (SaO_2)
- Consumo de oxígeno

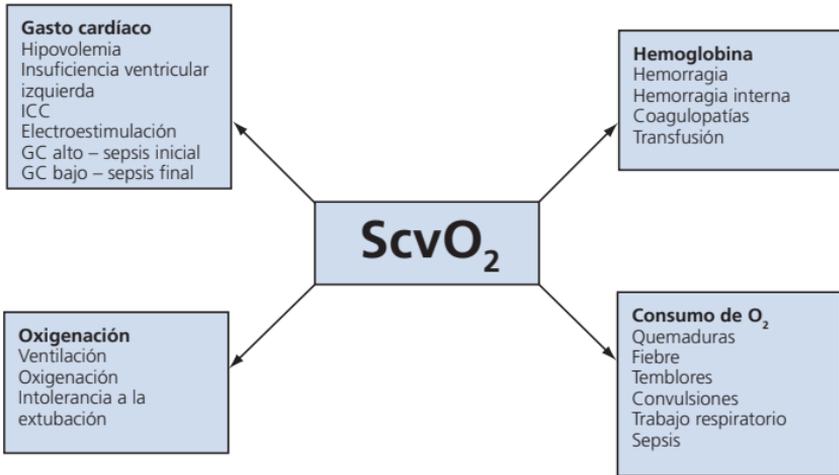
De los cuatro factores enumerados, los tres primeros son indicadores de DO_2 , mientras que el cuarto es un indicador de VO_2 .

Aplicaciones clínicas de ScvO₂

ScvO₂ y SvO₂ se ven afectadas por los mismos cuatro factores y evolucionan juntas más del 90% del tiempo. Así, la mayoría de las investigaciones y aplicaciones clínicas documentadas para SvO₂ deberían aplicarse a ScvO₂.

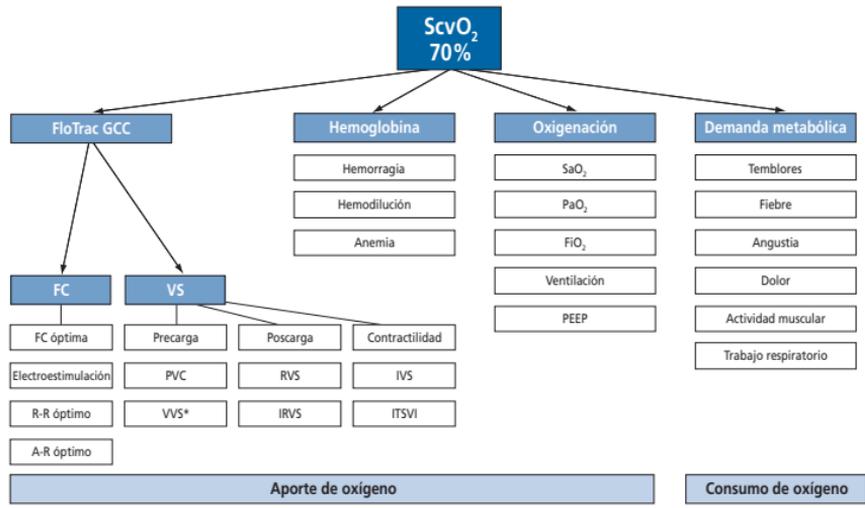
La siguiente figura muestra ejemplos de situaciones clínicas en las que la monitorización de ScvO₂ puede resultar útil para identificar desequilibrios entre DO₂ y VO₂.

USOS CLÍNICOS DE LA MONITORIZACIÓN DE SCVO₂



ScvO₂ ofrece los mejores resultados cuando se usa conjuntamente con la monitorización del gasto cardíaco, lo que permite al especialista determinar la eficacia del aporte de oxígeno y diferenciar entre los problemas de aporte y de consumo de oxígeno.

ALGORITMO MÍNIMAMENTE INVASIVO DO₂ = GC X CAO₂



Algoritmo mínimamente invasivo con descomposición de los componentes del aporte y del consumo de oxígeno, seguidos de los subcomponentes con los que investigar la causa originaria del desequilibrio

Resumen

La monitorización de la oximetría venosa continua (ScvO₂) es un indicador sensible y temprano, en tiempo real, del equilibrio entre DO₂ y VO₂ que puede alertar a los especialistas de un desequilibrio en situaciones en las que las constantes vitales tradicionales no pueden. La monitorización de ScvO₂ con el catéter PreSep o PediaSat es una práctica herramienta que no resulta más invasiva que un catéter venoso central tradicional. La oximetría venosa ofrece los mejores resultados cuando se usa en combinación con la monitorización del gasto cardíaco. Además, mantener los valores de ScvO₂ por encima del 70% ha demostrado llevar a mejores resultados asistenciales.

* La VVS es un indicador de la reactividad a la precarga.

Catéteres Swan-Ganz

Tecnología avanzada y estándar

AVANCES EN CUIDADOS CRÍTICOS
A TRAVÉS DE LA EDUCACIÓN CIENTÍFICA

DESDE 1972

Catéter Swan-Ganz estándar

El catéter de arteria pulmonar Swan-Ganz por termodilución estándar fue presentado en 1972 por los doctores Jeremy Swan y William Ganz. Este catéter ofrece a los especialistas la posibilidad de analizar las presiones del hemicardio derecho, la presión de oclusión de la arteria pulmonar (“enclavamiento”), la muestra de sangre venosa mixta de la arteria pulmonar y el gasto cardíaco a través de termodilución cuando se utiliza con un monitor fisiológico de cabecera y transductores de presión. Aunque este catéter ha sufrido diversos avances a lo largo de los años, el catéter Swan-Ganz estándar aún está disponible y en uso en todo el mundo.

El catéter Swan-Ganz estándar mide:

- Presiones del hemicardio derecho:
 - Presión auricular derecha (PAD)
 - Presiones arteriales pulmonares
 - Sistólica de arteria pulmonar (SAP)
 - Diastólica de arteria pulmonar (DAP)
 - Media de arteria pulmonar (MAP)
 - Presión de oclusión de arteria pulmonar (POAP)
- Gasto cardíaco por termodilución:
 - Edwards CO-Set frío, sistema cerrado de inyección de bolos
 - CO-Set temperatura ambiente, sistema cerrado de inyección de bolos
- Obtención de muestras de sangre de la arteria pulmonar para pruebas analíticas:
 - Saturación de oxígeno de sangre venosa mixta (SvO₂)
 - Mediciones en serie de las saturaciones de oxígeno de las cámaras del hemicardio derecho

- Funciones adicionales disponibles:
 - Puerto adicional para infusión de líquidos (VIP)
 - Catéter Pacerport: electroestimulación cardíaca temporal transvenosa auricular y/o ventricular derecha
 - Catéteres angiográficos: diseñados para inyecciones de tinción de alta presión en estudios radiográficos

Aplicaciones de los catéteres Swan-Ganz estándar

- Cateterismo del hemicardio derecho para mediciones de presión en hemicardio derecho (PAPS, PAPD, POAP) con fines diagnósticos
- Cálculos de punto temporal único del gasto cardíaco mediante termodilución de bolo para diagnóstico de la función cardíaca
- Extracciones sanguíneas únicas para análisis de sangre venosa mixta a través del catéter para evaluar SvO₂ y el equilibrio entre aporte y consumo de oxígeno
- Extracciones en serie de sangre venosa de las cámaras del hemicardio derecho para medir saturaciones de oxígeno indicativas de shunts intracardíacos de izquierda a derecha
- Angiografía de arteria pulmonar
- Electroestimulación cardíaca temporal transvenosa V o AV

Catéter Swan-Ganz de tecnología avanzada

Además de ofrecer la mayor parte de las funciones del catéter Swan-Ganz estándar, el catéter Swan-Ganz de tecnología avanzada proporciona la capacidad de monitorizar continuamente el equilibrio entre el aporte y el consumo de oxígeno del paciente, así como de investigar la causa de origen de un desequilibrio mediante el análisis de los componentes del volumen sistólico (precarga, poscarga y contractilidad). Mediante la identificación temprana de los desequilibrios y el análisis de la causa original, es posible tratar a los pacientes con mayor propiedad y evaluar las intervenciones terapéuticas, evitando posibles situaciones de hipoxia tisular, disfunción orgánica e intervenciones en crisis.

El catéter Swan-Ganz de tecnología avanzada mide:

- Presiones del hemicardio derecho:
 - Presión auricular derecha (PAD)
 - Presiones arteriales pulmonares
 - Sistólica de arteria pulmonar (PAPS)
 - Diastólica de arteria pulmonar (PAPD)
 - Media de arteria pulmonar (PMAP)
 - Presión de oclusión de arteria pulmonar (POAP)
- Gasto cardíaco por termodilución:
 - CO-Set helado, sistema cerrado de inyección IV en espiral cerrado
 - CO-Set temperatura ambiente, sistema cerrado de inyección IV en espiral cerrado
- Obtención de muestras de sangre de la arteria pulmonar para pruebas analíticas:
 - Saturación de oxígeno de sangre venosa mixta (SvO_2)
- SvO_2 – la saturación venosa mixta de oxígeno se mide continuamente a través de la tecnología de reflexión de fibra óptica y es un indicador global del equilibrio entre el aporte y el consumo de oxígeno

- GCC: el gasto cardíaco continuo, medido a través de tecnología de termodilución avanzada, es un componente clave del aporte de oxígeno
- FEVD: la fracción de eyección del ventrículo derecho también se monitoriza continuamente mediante tecnología de termodilución avanzada y análisis algorítmico que indica el funcionamiento y el llenado del ventrículo derecho y que puede utilizarse para ayudar a evaluar la contractilidad del hemicardio derecho
- VTDVD: el volumen telediastólico del ventrículo derecho se calcula continuamente al dividir el volumen sistólico (mL/látido) entre la FEVD (%), con lo que se obtiene un indicador clave de la precarga
- RVS y IRVS: la resistencia vascular sistémica continua puede calcularse cuando el monitor Vigilance obtiene la PAM y la PVC de forma continua del monitor fisiológico de cabecera

Aplicaciones de los catéteres Swan-Ganz de tecnología avanzada

- Evaluación continua de las presiones del hemicardio derecho (PAD, PAPD, PAPS y POAP)
- Evaluación continua del aporte y el consumo de oxígeno (SvO_2)
- Evaluación continua del gasto cardíaco (GCC), un componente primario de DO_2
- Evaluación continua de la precarga a través de VTDVD, PAPD, POAP
- Evaluación continua de la poscarga a través de RVS, IRVS
- Evaluación continua de la contractilidad a través de FEVD, IVS y cálculo de ITSVD
- Cálculo intermitente del aporte (DO_2) y el consumo (VO_2) de oxígeno

Ventajas del catéter Swan-Ganz de tecnología avanzada en comparación con el catéter Swan-Ganz estándar

- Máxima cantidad de información diagnóstica con el mismo procedimiento invasivo
- Evaluación continua del equilibrio DO_2/VO_2 con monitorización de SvO_2
- Evaluación continua de la adecuación del GC mediante la valoración del equilibrio DO_2/VO_2 con monitorización de SvO_2
- Evaluación continua de los componentes del volumen sistólico (precarga, poscarga y contractilidad) (VTDVD, RVS, FEVD e IVS)
- Disminución del error del usuario en relación con el procedimiento de enclavamiento y el cálculo correspondiente mediante el parámetro alternativo automático de precarga (VTDVD)
- Disminución de la posibilidad de rotura de la arteria pulmonar en relación con el procedimiento de enclavamiento mediante el aporte del parámetro de precarga automático (VTDVD)
- Disminución de la terapia inadecuada debido a cálculo erróneo de la POAP usando el parámetro de precarga automático (VTDVD)
- Disminución de la evaluación de la precarga inapropiada secundaria a cambios en la complianza ventricular que afectan la PAPD o POAP
- Control del riesgo de infección iatrogénica por inyección de bolos IV
- Control del error del gasto cardíaco con automatización de GCC mediante la eliminación del error de usuario del gasto cardíaco por inyección en bolo
- Mayor precisión de los cálculos del gasto cardíaco, eliminación del efecto de ruido térmico y de ciclo del respirador

Monitores Vigilance

Los monitores Vigilance y Vigilance II se utilizan con los catéteres Swan-Ganz de tecnología avanzada para visualizar gráfica y numéricamente parámetros de flujo clave y los componentes del volumen sistólico. El monitor Vigilance incorpora dos tecnologías diferentes: (1) oximetría venosa continua con fibra óptica (SvO_2) y (2) gasto cardíaco continuo por termodilución. GCC y FEVD son valores medidos, mientras que VTDVD, RVS, IRVS y VS se calculan cuando el monitor Vigilance obtiene la frecuencia cardíaca (FC), la presión arterial media (PAM) y la presión venosa central (PVC) a partir del monitor fisiológico de cabecera.

Aplicaciones y contraindicaciones

Aplicaciones clínicas de los catéteres Swan-Ganz de arteria pulmonar:

- Hipertensión intrabdominal
- Pacientes con riesgo de disfunción aguda del VD
- SDRA
- Quemaduras extensas
- Cirugía cardíaca
- Taponamiento cardíaco importante
- Miocardiopatía importante
- Pericarditis constrictiva importante
- Intoxicación por fármacos/drogas
- Eclampsia grave
- Cambios notables de líquido intra o extravascular
- Riesgo de hemorragia
- Tratamiento intra y postoperatorio de cirugía de alto riesgo
- Paciente con balón de contrapulsación intraaórtico
- Resecciones hepáticas complejas
- Trasplante hepático
- Resecciones pulmonares complejas
- Infartos de miocardio complicados
- Edema pulmonar
- Embolia pulmonar

- Hipertensión pulmonar
- Insuficiencia renal aguda
- Sepsis grave
- Presencia de o riesgo de shock cardiógeno
- Presencia de o riesgo de shock distributivo
- Presencia de o riesgo de shock hemorrágico
- Presencia de o riesgo de shock obstructivo
- Shock de etiología desconocida
- Shock resistente a los intentos de reanimación
- Traumatismo grave
- El respirador afecta a la hemodinámica

Contraindicaciones relativas para el cateterismo Swan-Ganz de arteria pulmonar:

(No existen contraindicaciones absolutas con respecto al uso de un catéter de arteria pulmonar; la relación riesgo – beneficio deberá ser considerada para cada paciente)

- Bloqueo de rama izquierda del Haz de His
- Pacientes con recambios de válvula tricúspide o pulmonar
- Presencia de electrodos de electroestimulación endocárdicos
- Falta de habilidad técnica o infraestructura adecuada para insertar y/o respaldar el uso del catéter de arteria pulmonar
- Catéteres con revestimiento de heparina en pacientes con hipersensibilidad conocida a dicho fármaco

Especificaciones del catéter Swan-Ganz seleccionado

Número de modelo	131	132	177	831/834	931/991	139	744/746	774/777
Distancia salida puerto desde punta (cm)								
Inyección proximal	30	15	26	30	30	26	26	26
Perfusión proximal			30	31	NA/27	30	NA/30	NA/30
Perfusión VD				NA/19	19			
Filamento térmico			14-25			14-25	14-25	14-25
Volumen de luz (mL)								
AP/Distal	1.02	0.64	0.96	0.86/0.89	0.88/0.93	0.96	0.96/0.90	0.96/0.90
Inyección proximal	0.81	0.57	0.8	0.86/0.75	0.89/0.70	0.80	0.95/0.85	0.95/0.85
Perfusión proximal			0.95	0.87/0.97	NA/1.07	0.95	NA/1.10	NA/1.10
Perfusión/ electroestimulación VD (sin sonda)				-/0.93	NA/1.13			
Tasas de perfusión (mL/h)								
PA/Distal			320	750/456	289/324	320	320/325	320/325
Proximal Inyectate			400		724/459	400	898/562	898/562
RA Infusion/ritmo			898	NA/910	NA/66 con sonda NA/811 sin sonda	898	NA/988	NA/988
RV Infusion/ritmo					37/56 con sonda 641/757 sin sonda			
Relación respuesta frecuencia natural/amplitud (hz/ar)								
AP/Distal	37/2.9:1	34.0/2.1:1	25/2.1:1	34/2.6:1 33/2.6:1	33.2/2.8:1 31/2.4:1	25/2.1:1	25/2.1:1 26/2.1:1	25/2.1:1 26/2.1:1
Inyección proximal	48/3.3:1	41.3/2.1:1	33/2.5:1	47/3.1:1 37/2.4:1	43.0/3.2:1 44/2.7:1	33/2.5:1	45/2.7:1 40/2.6:1	45/2.7:1 40/2.6:1
Perfusión proximal			45/2.7:1	47/3.1:1 41/2.7:1	41.0/3.4:1 46/3.2:1	45/2.7:1	NA 40/2.5:1	NA 40/2.5:1
Perfusión/ electroestimulación VD				NA 28/2.3:1	NA 49/3.4:1			

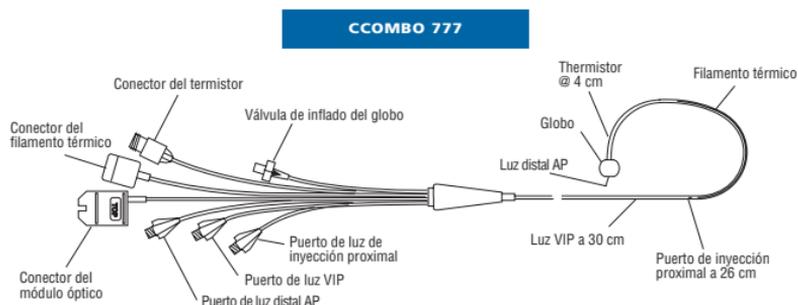
Catéteres Swan-Ganz avanzados

Swan-Ganz CCOMBO – Volumétrico

(SvO₂, GCC, FEVD, VTDVD)

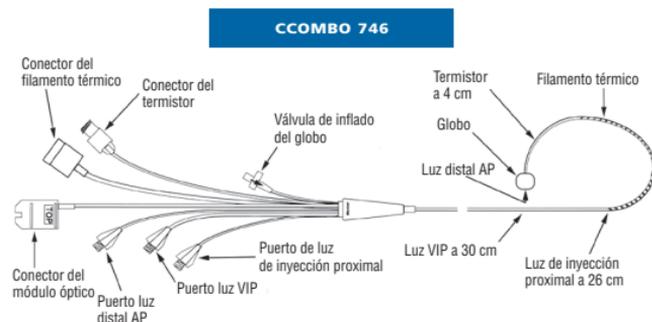
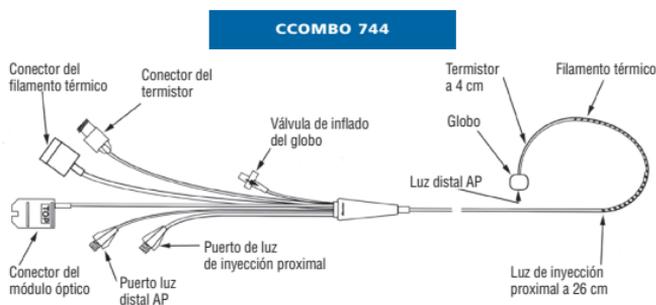
Modelos 774, 777

Estos catéteres Swan-Ganz de tecnología avanzada combinan las mismas características básicas del catéter Swan-Ganz original con termodilución y parámetros avanzados de monitorización continua. El equilibrio entre el aporte y el consumo de oxígeno puede evaluarse continuamente a través de mediciones de fibra óptica para la monitorización de la saturación venosa mixta de oxígeno (SvO₂), así como mediciones continuas del gasto cardíaco por termodilución (GCC), un determinante primario del aporte de oxígeno (DO₂). También permite una mayor evaluación de los componentes del volumen sistólico (VS) a través de la monitorización continua del volumen telediastólico del VD (VTDVD) y la monitorización continua de la fracción de eyección del VD (FEVD). Los catéteres Swan-Ganz de tecnología avanzada deben utilizarse conjuntamente con un monitor de la serie Vigilance. La resistencia vascular sistémica (RVS) puede medirse y visualizarse continuamente cuando el monitor Vigilance se conecta al monitor de cabecera para obtener la presión arterial media (PAM) y la presión venosa central (PVC). La frecuencia cardíaca procedente del monitor de cabecera debe enviarse continuamente a los monitores Vigilance para las mediciones volumétricas de VTDVD y FEVD.



Swan-Ganz CCOMbo y CCOMbo/VIP (SvO₂ y GCC) Modelos 744 y 746

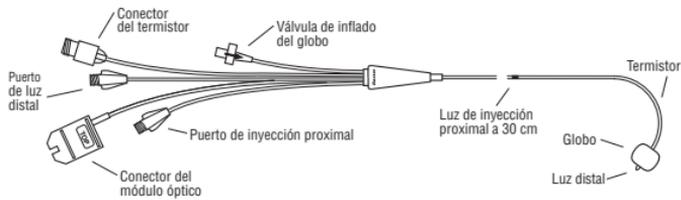
Estos catéteres Swan-Ganz de tecnología avanzada combinan las mismas características básicas del catéter Swan-Ganz original con termodilución y parámetros avanzados de monitorización continua. El equilibrio entre el aporte y el consumo de oxígeno puede evaluarse continuamente a través de mediciones de fibra óptica para la monitorización de la saturación venosa mixta de oxígeno (SvO₂), así como mediciones continuas del gasto cardíaco por termodilución (GCC), un determinante primario del aporte de oxígeno (DO₂). Los catéteres Swan-Ganz de tecnología avanzada deben utilizarse conjuntamente con un monitor de la serie Vigilance. La resistencia vascular sistémica (RVS) puede medirse y visualizarse continuamente cuando el monitor Vigilance se conecta al monitor de cabecera para obtener la presión arterial media (PAM) y la presión venosa central (PVC). También se dispone de un puerto de perfusión venosa (PPV) para la administración de medicación IV.



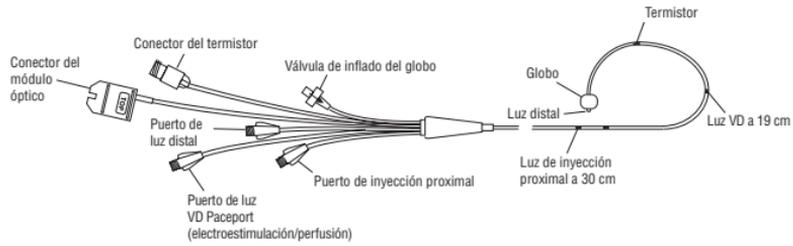
Swan-Ganz de oximetría venosa mixta (SvO₂) Modelos 741 y 780

Estos catéteres Swan-Ganz de tecnología avanzada combinan las mismas características básicas del catéter Swan-Ganz original con termodilución y parámetros avanzados de monitorización continua. El equilibrio entre el aporte y el consumo de oxígeno puede evaluarse continuamente a través de mediciones de fibra óptica de la saturación venosa mixta de oxígeno (SvO₂). Los catéteres Swan-Ganz de tecnología avanzada deben utilizarse conjuntamente con un monitor de oximetría Edwards. El catéter TD de oximetría Paceport (780) está concebido para pacientes que requieren monitorización hemodinámica cuando se prevé la necesidad de electroestimulación cardíaca transvenosa temporal.

SVO2 741

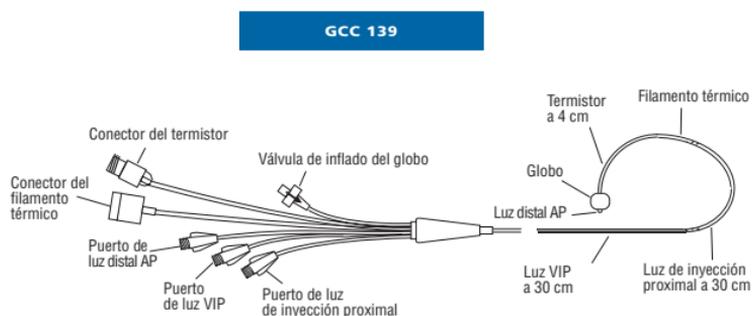


SVO2 780



Swan-Ganz de gasto cardíaco continuo (GCC) Modelo 139

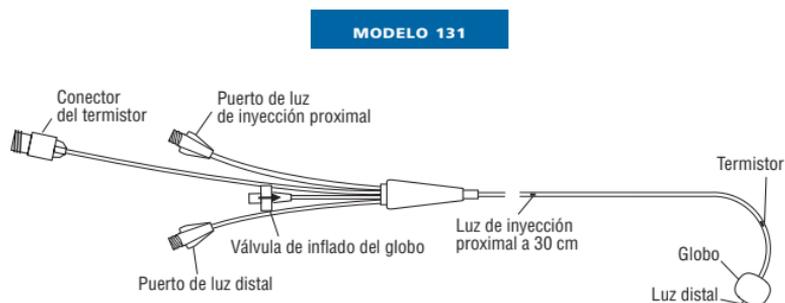
Este catéter Swan-Ganz de tecnología avanzada combina las mismas características básicas del catéter Swan-Ganz original con termodilución y mediciones de gasto cardíaco continuo por termodilución (GCC), un determinante primario del aporte de oxígeno (DO_2). Los catéteres Swan-Ganz de tecnología avanzada deben utilizarse conjuntamente con un monitor de la serie Vigilance. La resistencia vascular sistémica (RVS) puede medirse y visualizarse continuamente cuando el monitor Vigilance se conecta al monitor de cabecera para obtener la presión arterial media (PAM) y la presión venosa central (PVC).



Catéteres Swan-Ganz estándar

Modelo 131

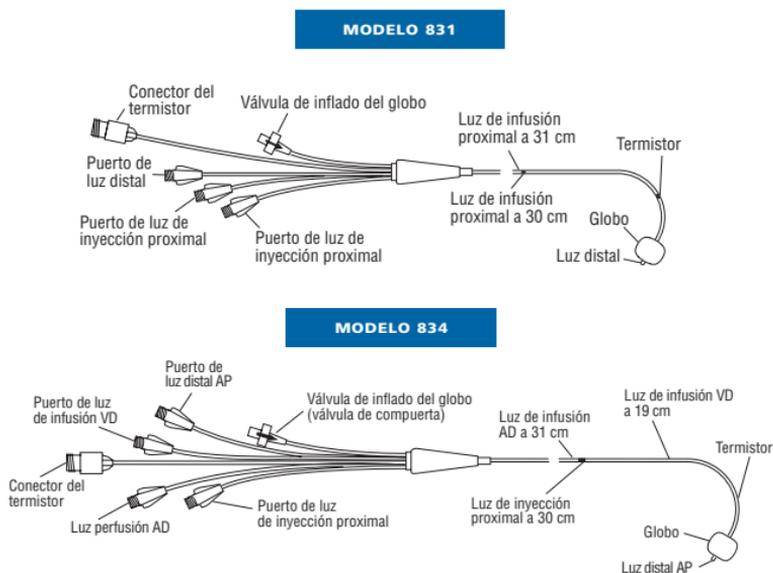
Este catéter Swan-Ganz estándar con termodilución proporciona una evaluación del estado hemodinámico del paciente a través de la monitorización directa de las presiones intracardiaca y arterial pulmonar. Con este catéter puede realizarse la medición intermitente del gasto cardíaco mediante termodilución por bolo, un determinante primario del aporte de oxígeno. El muestreo de sangre venosa mixta de la luz distal en la arteria pulmonar proporciona una evaluación en la utilización del oxígeno.



Catéter Swan-Ganz de termodilución con puerto de perfusión venosa

Modelos 831 y 834

Estos catéteres Swan-Ganz estándar con termodilución proporcionan una evaluación del estado hemodinámico del paciente a través de la monitorización directa de las presiones intracardiaca y arterial pulmonar. Con este catéter puede realizarse la medición intermitente del gasto cardíaco mediante termodilución por bolo, un determinante primario del aporte de oxígeno. Las muestras de sangre venosa mixta obtenidas de la luz distal ubicada en la arteria pulmonar proporcionan una valoración del uso de oxígeno. Además, los catéteres de perfusión venosa proporcionan luces adicionales que salen en la AD o tanto en la AD como en el VD, dependiendo del tipo de catéter. Las indicaciones clínicas incluyen aquéllas en las que se hace necesario un acceso a la circulación central para la infusión de varias soluciones y volúmenes. La monitorización de la presión intraauricular o intraventricular también puede realizarse con estas luces adicionales.



Luces adicionales para la AD y el VD salen a 19 cm de distancia de la punta para garantizar una monitorización precisa de la presión del VD.

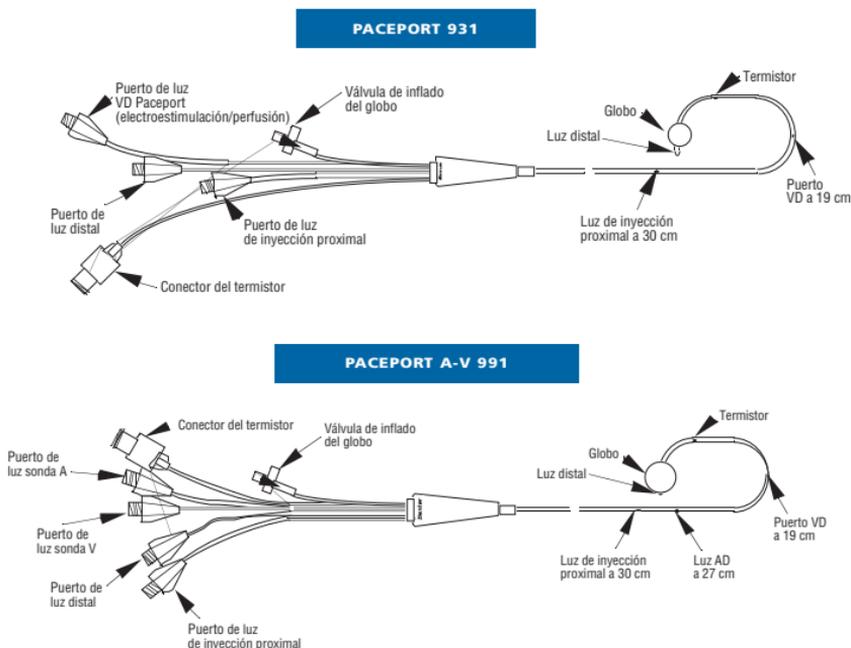
Catéteres TD Swan-Ganz Ppaceport

Modelos 931 y 991

Además de la monitorización hemodinámica tradicional, los catéteres Ppaceport proporcionan electroestimulación ventricular, auricular o auriculoventricular a demanda. Los estados clínicos para los que se utilizan incluyen aquellos en los que es necesario modificar la frecuencia cardíaca ventricular del paciente o la optimización del gasto cardíaco con electroestimulación cardíaca AV sincronizada. Los pacientes con BCRI conocido pueden tener riesgo de desarrollar un bloqueo auriculoventricular completo durante la inserción del CAP. El catéter Ppaceport proporciona electroestimulación ventricular rápida si esto sucede y el paciente requiere monitorización hemodinámica.

La electroestimulación temporal auricular, ventricular o auriculoventricular puede efectuarse utilizando la sonda de electroestimulación V transluminal Chandler o la sonda de electroestimulación J auricular.

Las luces adicionales (cuya distancia de salida con respecto a la punta es de 19 cm para la del VD y de 27 cm para la de la AD) también pueden usarse para la monitorización de la presión de sus respectivas cámaras o para infusiones adicionales de líquidos.



Catéteres Swan-Ganz de sonda de electroestimulación cardíaca Modelos 100 y 500

La sonda de electroestimulación V transluminal Chandler 98-100H puede utilizarse para electroestimulación ventricular en espera cuando así lo requiera el estado del paciente. Cuando la sonda no está insertada, la luz que sale a 19 cm de la punta distal del catéter puede usarse para la monitorización de la presión del VD o para la infusión de líquidos o soluciones.

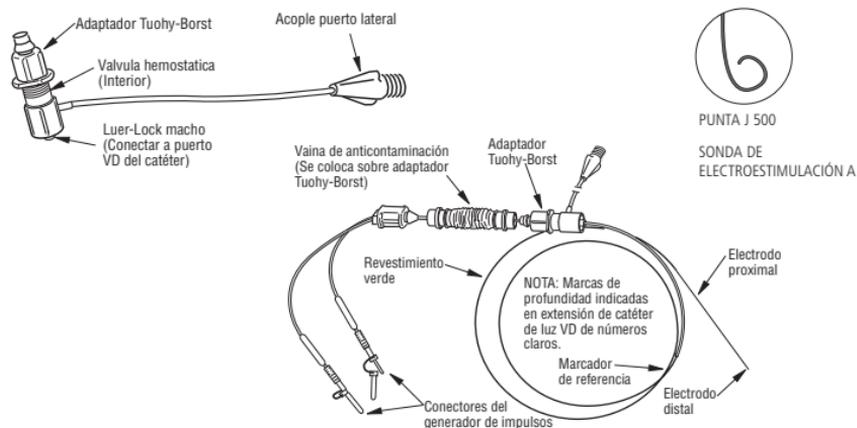
Estas sondas también pueden utilizarse para monitoreo ECG intraauricular o ventricular.

La sonda de electroestimulación A transluminal Flex-Tip (modelo 98-500H) puede insertarse en la luz de la sonda-A del catéter A-V Paceport para la electroestimulación auricular. La luz sale a 27 cm de la punta distal.

Para la electroestimulación auriculoventricular, el modelo 991H se utiliza tanto con la sonda de electroestimulación V Chandler 98-100H como con el modelo 98-500H. Las indicaciones clínicas incluyen pacientes que podrían aprovechar la electroestimulación secuencial AV para la optimización del gasto cardíaco.

Para usar con el catéter Swan-Ganz TD Paceport apropiado.

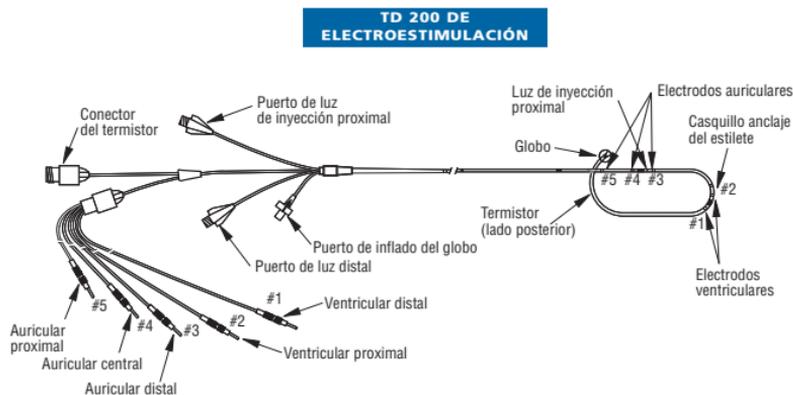
SONDAS DE ELECTROESTIMULACIÓN 100 Y 500



Catéteres Swan-Ganz con termodilución de electroestimulación cardíaca Modelos 200 y 205

Los electrodos de electroestimulación auricular y ventricular se colocan en el catéter para proporcionar electroestimulación secuencial auricular, ventricular o AV a demanda. El catéter 205 está diseñado para pacientes con anatomía más pequeña a fin de favorecer la captura para la electroestimulación cardíaca. Este catéter satisface las indicaciones de electroestimulación cardíaca previamente establecidas para el Paceport.

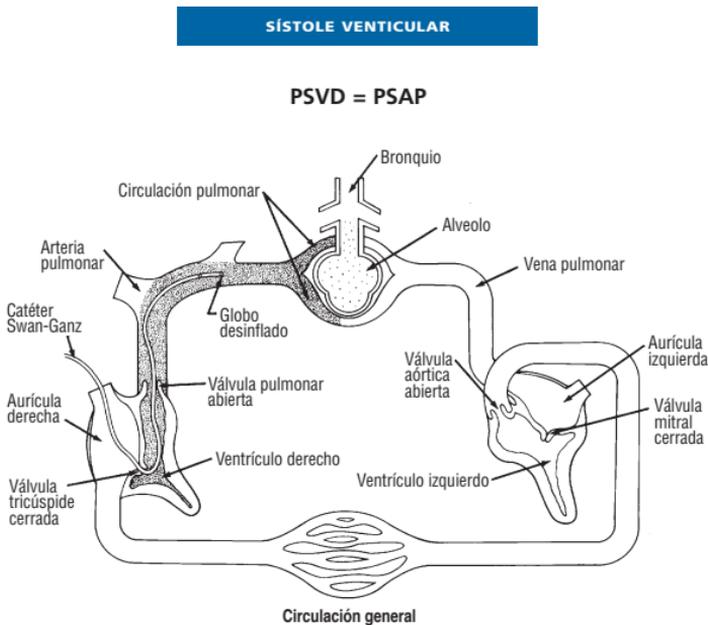
La electroestimulación temporal auricular, ventricular o auriculoventricular puede instituirse rápidamente.



Bases fisiológicas para la monitorización de la presión arterial pulmonar

Ventrículos en sístole

En esta figura el balón está desinflado y los ventrículos están en sístole. Las válvulas tricúspide y mitral están cerradas, mientras que las válvulas pulmonar y aórtica están abiertas. Durante la contracción, el ventrículo derecho genera una presión mayor que se transmite a la punta del catéter situada en la arteria pulmonar. El catéter registra la presión arterial sistólica de la arteria pulmonar (PAPS), la cual refleja la presión sistólica del VD (PSVD) debido a que ahora hay una cámara común con valores de volumen y presión comunes.



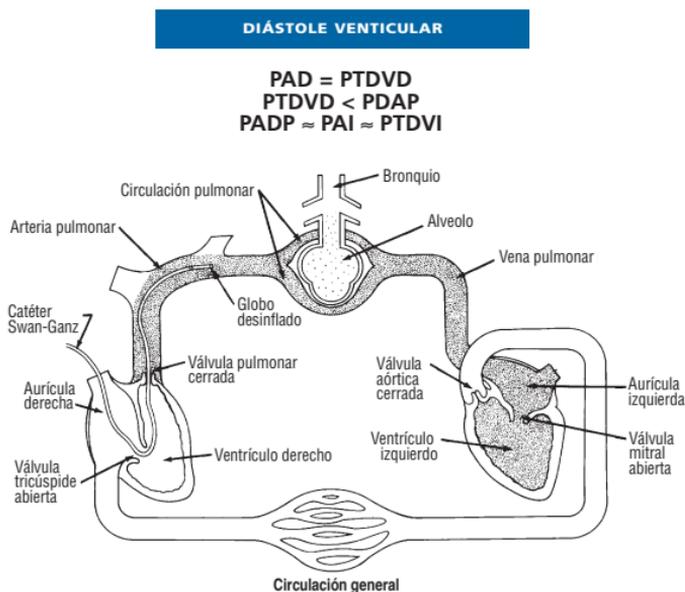
Ventrículos en diástole

Durante la diástole, las válvulas tricúspide y mitral están abiertas. Los ventrículos se llenan con sangre procedente de sus respectivas aurículas. En este momento, la válvula tricúspide (VT) y la válvula mitral (VM) están abiertas y la válvula pulmonar (VP) y la válvula aórtica (VAo) están cerradas.

Con el balón aún desinflado, se registra la presión arterial diastólica de la arteria pulmonar (PADP). Tras el cierre de la válvula pulmonar, el ventrículo derecho continúa relajándose. Esto provoca una presión diastólica más baja en el ventrículo derecho que en la arteria pulmonar. La PTDVD es menor que la PADP.

Debido a que normalmente no existe obstrucción entre la arteria pulmonar y la aurícula izquierda, la presión registrada será prácticamente la misma que la presión auricular izquierda. La presión auricular izquierda también se refleja como la presión telediastólica del VI (PTDVI) cuando la válvula mitral está abierta.

Al poner un transductor en el puerto proximal, la presión auricular derecha refleja la presión telediastólica del VD cuando la válvula tricúspide está abierta.

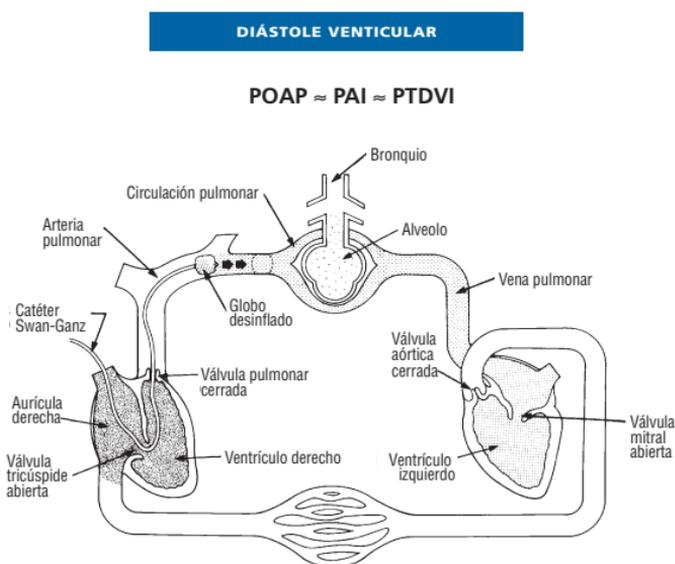


Ventrículos en diástole: catéter enclavado

Al inflar el balón, el catéter flota a favor de la corriente sanguínea hacia una rama menor de la arteria pulmonar. Una vez que se aloja el balón, el catéter se considera "enclavado". Es en esta posición de enclavamiento en la que se ocluyen eficazmente las presiones diastólicas de la AP y del hemicardio derecho.

Debido a que no hay ninguna válvula entre las válvulas pulmonar y mitral, ahora existe un canal vascular sin restricciones entre la punta del catéter en la arteria pulmonar, a través del lecho vascular pulmonar, la vena pulmonar, la aurícula izquierda y la válvula mitral abierta, hasta el ventrículo izquierdo. La luz distal ahora monitoriza más de cerca la presión de llenado ventricular izquierda o la presión telediastólica del VI.

La importancia de esta presión es que normalmente se aproxima bastante a la presión del ventrículo izquierdo durante la telediástole y proporciona un medio indirecto de evaluar la precarga ventricular izquierda.



Presiones normales de inserción y trazados de formas de onda

Auricular derecha/Presión venosa central (AD/PVC)

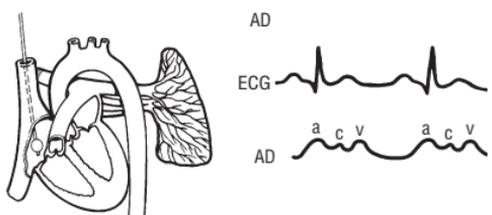
2 a 6 mmHg

Media 4 mmHg

a = sístole auricular

c = abultamiento retrógrado por el cierre de la válvula tricúspide

v = llenado auricular, sístole ventricular



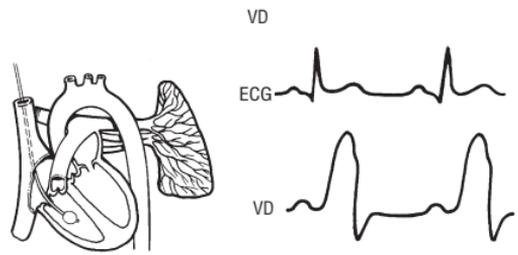
Ventricular derecha

Presión arterial sistólica (PSVD)

15–25 mmHg

Presión arterial diastólica (PDVD)

0–8 mmHg



Arteria pulmonar

Presión arterial sistólica (PSAP)

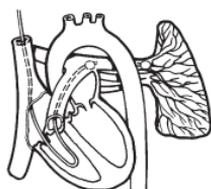
15–25 mmHg

Presión arterial diastólica (PDAP)

8–15 mmHg

Presión media (PAM)

10–20 mmHg



Presión de oclusión de arteria pulmonar (POAP)

Media 6–12 mmHg

a = sístole auricular

v = llenado auricular, sístole ventricular

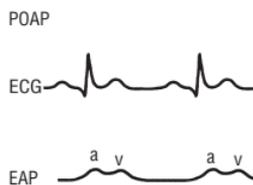
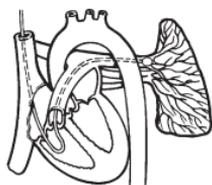


Tabla de formas de onda anómalas

FORMAS DE ONDA AURICULARES DERECHAS

Presión media reducida	Hipovolemia Nivel cero del transductor demasiado alto
Presión media elevada	Estados de sobrecarga de líquidos Insuficiencia ventricular derecha Insuficiencia ventricular izquierda que causa insuficiencia ventricular derecha Estenosis o insuficiencia tricuspídea Estenosis o insuficiencia pulmonar Hipertensión pulmonar
Onda "a" elevada: sístole auricular, mayor resistencia al llenado ventricular	Estenosis tricuspídea Complianza ventricular derecha reducida Insuficiencia ventricular derecha Estenosis pulmonar Hipertensión pulmonar
Onda "a" ausente	Fibrilación auricular Aleteo (flutter) auricular Ritmos de la unión
Onda "v" elevada: llenado auricular, reflujo valvular	Insuficiencia tricuspídea Reflujo valvular funcional derivado de insuficiencia ventricular derecha
Ondas "a" y "v" elevadas	Taponamiento cardíaco Enfermedad pericárdica constrictiva Hipovolemia

FORMAS DE ONDA VENTRICULARES DERECHAS

Presión sistólica elevada	Hipertensión pulmonar Estenosis pulmonar Factores que aumentan la resistencia vascular pulmonar
Presión sistólica reducida	Hipovolemia Shock cardiogénico (insuficiencia VD) Taponamiento cardíaco
Aumento de la presión diastólica	Hipervolemia Insuficiencia cardíaca congestiva Taponamiento cardíaco Constricción pericárdica
Disminución de la presión diastólica	Hipervolemia

FORMAS DE ONDA DE LA ARTERIA PULMONAR

Presión arterial sistólica elevada	Neumopatía Aumento del flujo sanguíneo, shunt izquierda a derecha Aumento de la resistencia vascular pulmonar
Aumento de la presión arterial diastólica	Insuficiencia ventricular izquierda Sobrecarga de volumen intravascular Estenosis o insuficiencia mitral
Reducción de la presión arterial sistólica y diastólica	Hipovolemia Estenosis pulmonar Estenosis tricuspídea

FORMA DE ONDA DE ENCLAVAMIENTO DE LA ARTERIA PULMONAR/AURICULAR IZQUIERDA

Presión (media) reducida	Hipovolemia Nivel del transductor demasiado alto
Presión (media) elevada	Estados de sobrecarga de líquidos Insuficiencia ventricular izquierda Estenosis o insuficiencia mitral Estenosis o insuficiencia aórtica Infarto de miocardio
Onda "a" elevada (cualquier aumento de resistencia al llenado ventricular)	Estenosis mitral
Onda "a" ausente	Fibrilación auricular Aleteo (flutter) auricular Ritmos de la unión
Onda "v" elevada	Insuficiencia mitral Reflujo valvular funcional derivado de insuficiencia ventricular izquierda Comunicación interventricular
Ondas "a" y "v" elevadas	Taponamiento cardíaco Enfermedad pericárdica constrictiva Insuficiencia ventricular izquierda

Ubicaciones del puerto y funciones del catéter Swan-Ganz*

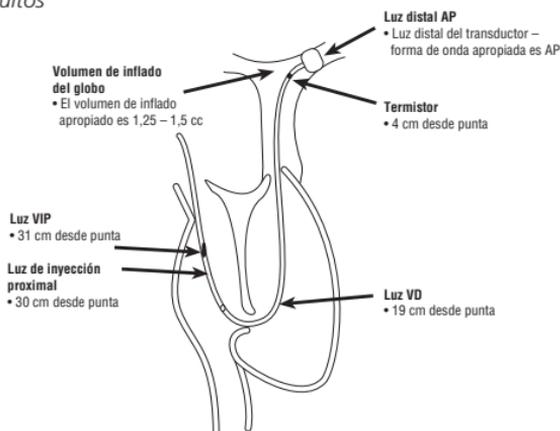
Ubicación	Color	Función
Distal	Amarillo	Monitoriza presiones de AP
Proximal	Azul	Monitoriza presiones de AD, usado para el líquido inyectado en la determinación del gasto cardíaco
Válvula de compuerta de balon	Rojo	Jeringa usada para inflar el balon durante la colocación y obtención de los valores de enclavamiento
Conector del termistor	Amarillo	Mide la temperatura sanguínea a 4 cm de la punta distal

CATÉTERES SWAN-GANZ ADICIONALES

Ubicación	Color	Función
Puerto de perfusión venosa (PPV)	Blanco	Luz de AD adicional para perfusión de líquidos
Puerto de perfusión de VD (PPV+)	Morado	Luz de VD adicional para perfusión de líquidos
Luz para electroestimulación de VD (Paceport)	Naranja	Luz adicional para electroestimulación de VD o perfusión de líquidos
Luz para electroestimulación de AD (AV Paceport)	Amarillo	Luz adicional para electroestimulación de AD o perfusión de líquidos

Las ubicaciones de salida de los puertos dependen del modelo del catéter. Consulte la sección de referencia del catéter Swan-Ganz.

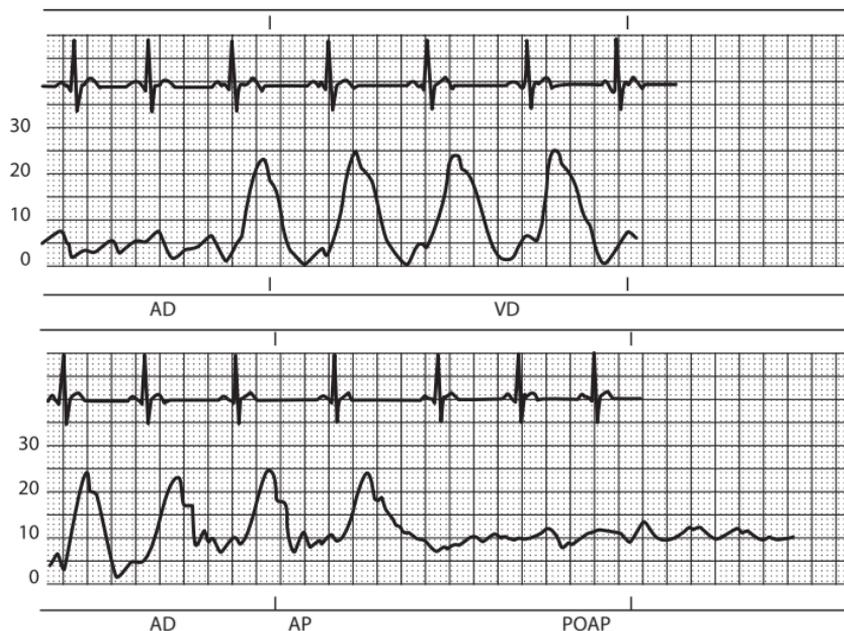
*Catéteres para adultos



Técnicas de inserción del catéter Swan-Ganz

1. Antes de la inserción del catéter Swan-Ganz, prepare el sistema de monitorización de la presión de acuerdo con las normas y directrices del centro.
2. Inserte el catéter según las directrices recomendadas y aváncelo hacia el tórax.
3. Una vez que la punta del catéter ha salido de la vaina del introductor (aproximadamente 15 cm) y ha alcanzado la unión de la vena cava superior o inferior y la aurícula derecha, el balon se infla con CO₂ o aire hasta el volumen máximo indicado en el eje del catéter y la válvula de compuerta se bloquea (7 a 7,5 Fr 1,5 cc). Esta posición puede advertirse cuando se observan oscilaciones respiratorias en la pantalla del monitor.
4. El avance del catéter hacia la AP debe ser rápido, ya que una manipulación prolongada puede dar lugar a la pérdida de la rigidez del catéter. El catéter Swan-Ganz está fabricado en cloruro de polivinilo (PVC), un material diseñado para reblandecerse *in vivo*. Si se prolonga el tiempo de inserción, un catéter “más blando” puede enrollarse en el VD o plantear dificultades en su avance.
5. Una vez identificada la posición de enclavamiento, el balon se desinfla mediante el desbloqueo de la válvula de compuerta y la retirada de la jeringa, lo que hace que la retropresión en la AP desinfe el balon. Tras el desinflado del balon, vuelva a colocar la jeringa en la válvula de compuerta. La válvula de compuerta normalmente sólo se coloca en la posición de bloqueo durante la inserción del catéter.
6. Para reducir o eliminar cualquier segmento o bucle redundante en la aurícula o el ventrículo derechos, tire lentamente del catéter hacia atrás unos 2–3 cm. Luego vuelva a inflar el balon para determinar el volumen mínimo de inflado necesario para obtener un trazado de presión de enclavamiento. La punta del catéter debe estar en una posición en la que el volumen de inflado máximo o casi máximo (1,5 cc para catéteres 7 a 8 Fr) produzca un trazado de presión de enclavamiento.

Formas de onda de inserción del catéter Swan-Ganz



Trazados observados durante la inserción. Vigile la presión diastólica durante la inserción, ya que las presiones aumentarán cuando se alcance la arteria pulmonar.

Marcas de distancia de inserción del catéter*

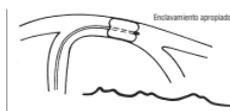
Ubicación	Distancia a la unión VC/AD	Distancia a la AP
Yugular interna	15 a 20	40 a 55
Vena subclavia	10 a 15	35 a 50
Vena femoral	30	60
Fosa antecubital derecha	40	75
Fosa antecubital izquierda	50	80

*(en cms)

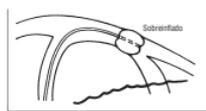
Nota: Las marcas del catéter se encuentran cada 10 cms y aparecen indicadas por un delgado anillo negro. Las marcas de 50 cm aparecen como un grueso anillo negro. El catéter debe salir de la vaina del introductor antes del inflado del balón, aproximadamente a 15 cm de longitud del catéter.

Monitorización continua de la presión arterial pulmonar

1. Ajuste los sistemas de monitorización de la presión según las recomendaciones de los fabricantes.
2. Mantenga la permeabilidad de las luces internas con sistemas de lavado continuo o soluciones heparinizadas.
3. Observe las formas de onda para lograr una colocación adecuada.
4. Puede producirse una migración del catéter. Observe cualquier signo de amortiguación o pérdida de claridad del trazado de la AP, ya que la posición del catéter podría haber cambiado.
5. El catéter puede volver al VD. Observe las formas de onda en busca de trazados espontáneos de VD debidos al deslizamiento del catéter hacia el mismo. Vigile los cambios en la presión diastólica.
6. Enclave el catéter con el volumen mínimo de inflado del balón necesario para obtener un trazado de enclavamiento. Anote el volumen de inflado. Si se necesita $<1,25$ cc de volumen, la posición del catéter puede haber cambiado. Considere la posibilidad de recolocar el catéter.
7. Jamás emplee más volumen de inflado del balón del recomendado, que aparece marcado en el eje del catéter.
8. Jamás infle el balón más del mínimo requerido para obtener un trazado de enclavamiento.



Inflado máximo con 1,5 cc de volumen. Se observan ondas "a" y "v" apropiadas.



Inflado excesivo del balón. Observe la elevación de la forma de onda en la pantalla.



Catéter demasiado distal. Sobreamortiguación del trazado.



Enclavamiento espontáneo del catéter. Trazado de tipo enclavamiento con el balón desinflado.

Resumen de las directrices para un uso seguro de los catéteres Swan-Ganz de arteria pulmonar con balon en la punta

1. Mantenga la punta del catéter situada centralmente en una rama principal de la arteria pulmonar

- Durante la inserción, infle el balon hasta el volumen máximo recomendado (1,5 mL) y avance el catéter hasta una posición de enclavamiento de la arteria pulmonar. Desinfe el balon.
- Para reducir o eliminar cualquier segmento o bucle redundante en la aurícula o el ventrículo derechos, tire lentamente del catéter hacia atrás unos 2 a 3 cm.
- No avance la punta del catéter a una posición demasiado periférica. Lo ideal es que la punta del catéter quede situada cerca del hilio pulmonar. Recuerde que la punta migra hacia la periferia pulmonar durante el inflado del balon. Por ello, una ubicación centrada antes del inflado es importante.
- Mantenga la punta en todo momento en una posición en la que sea necesario un volumen de inflado máximo (1,5 mL) para producir un trazado de "enclavamiento".

2. Anticipe la migración espontánea de la punta del catéter hacia la periferia del lecho pulmonar

- Reduzca cualquier segmento o bucle redundante del catéter en la aurícula o el ventrículo derechos en el momento de la inserción para evitar una futura migración hacia la periferia.
- Controle continuamente la presión de la punta distal para asegurarse de que el catéter no se enclave inadvertidamente con el balon desinflado (esto puede producir un infarto pulmonar).
- Verifique la posición del catéter diariamente mediante radiografía de tórax para detectar una colocación periférica. Si se hubiera producido la migración, retire el catéter hasta una posición central en la arteria pulmonar, evitando cuidadosamente la contaminación del lugar de inserción.
- La migración espontánea de la punta del catéter hacia la periferia pulmonar se produce durante la circulación extracorpórea (CEC). Debe considerarse una retirada parcial del catéter (de 3 a 5 cm) justo antes de la proceder con la CEC, ya que la retirada puede reducir el grado

de migración distal y evitar el enclavamiento permanente del catéter en el periodo subsiguiente al uso de la CEC. Tras la finalización de la ésta, quizás sea necesaria una recolocación del catéter. Compruebe el trazado arterial pulmonar distal antes del inflado del balón.

3. Extreme las precauciones al inflar el balón

- Si se obtiene el “enclavamiento” con un volumen inferior a 1,5 mL, retroceda el catéter hasta una posición en la que el inflado completo (1,5 mL) produzca un trazado de presión de enclavamiento.
- Compruebe la forma de onda de presión distal antes de inflar el balón. Si la forma de onda parece amortiguada o distorsionada, no infle el balón. El catéter puede estar enclavado con el balón desinflado. Verifique la posición del catéter.
- Cuando vuelva a inflar el balón para registrar la presión de enclavamiento, añada el medio de inflado (CO₂ o aire) lentamente y bajo monitorización continua de la forma de onda de la presión arterial pulmonar. Deje de inflar inmediatamente cuando se observe el cambio del trazado de arteria pulmonar a una presión pulmonar arterial de enclavamiento. Retire la jeringa para permitir un desinflado rápido del balón y luego vuelva a colocar la jeringa en la luz del balón. Nunca debe usarse aire para el inflado del balón en situaciones en las que el aire pudiera penetrar en la circulación arterial.
- Nunca infle el balón por encima del volumen máximo impreso en el eje del catéter (1,5 mL). Utilice la jeringa con limitación de volumen suministrada con el catéter.
- No utilice líquidos para inflar el balón; pueden resultar irreversibles e impedir el desinflado del mismo.
- Mantenga la jeringa acoplada a la luz del balón del catéter para impedir la inyección accidental de líquidos en el balón.

4. Obtenga una presión de “enclavamiento” de oclusión de la arteria pulmonar sólo cuando sea necesario

- Si las presiones diastólicas de arteria pulmonar (PAPD) y de enclavamiento (POAP) son casi idénticas, puede no ser necesario enclavar el balón: mida la DAP en lugar de la POAP siempre que la frecuencia cardíaca, la presión arterial, el gasto cardíaco y el estado clínico del paciente permanezcan estables. Sin embargo, en estados de cambio del tono arterial y venoso pulmonar (por ejemplo, sepsis, insuficiencia respiratoria aguda y shock), la relación entre PAPD y “enclavamiento” puede cambiar en función del estado clínico del paciente. Puede ser necesaria la medición de POAP.

- Mantenga el periodo de “enclavamiento” al mínimo (dos ciclos respiratorios o 10 - 15 segundos), especialmente en pacientes con hipertensión pulmonar.
- Evite las maniobras prolongadas para obtener la presión de enclavamiento. Si encuentra dificultades, abandone el “enclavamiento.”
- Jamás lave el catéter cuando el balón se encuentre enclavado en la arteria pulmonar.

5. Los pacientes con el riesgo más elevado de rotura o perforación de la arteria pulmonar son los pacientes ancianos con hipertensión pulmonar

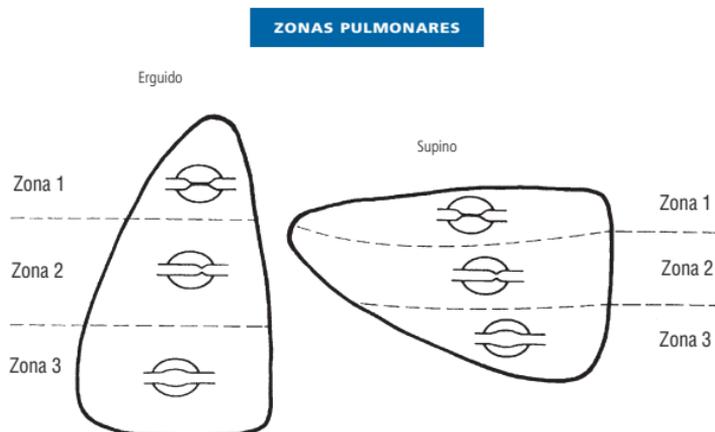
- Normalmente son pacientes ancianos operados de cirugía cardíaca con anticoagulantes e hipotermia. La colocación de la punta del catéter proximal cerca del hilio pulmonar puede reducir la incidencia de perforación de la arteria pulmonar.

6. Ajustes del monitor fisiológico de cabecera iniciados y mantenidos

- Deben realizarse los ajustes pertinentes de las alarmas de presión arterial pulmonar sistólica/diastólica/media con el fin de alertar a los especialistas de un enclavamiento espontáneo o de cambios en el estado del paciente.
- Debe utilizarse la escala adecuada para visualizar la forma de onda de la presión arterial pulmonar. Las escalas ajustadas a valores demasiado bajos (0-20 mmHg) pueden dar lugar a cortes de la totalidad o parte de la forma de onda. Las escalas demasiado altas (0-150 mmHg) pueden dar lugar a un aspecto “amortiguado” debido a la compresión de la forma de onda, lo que llevaría a una resolución inadecuada o a la imposibilidad de reconocimiento de la migración del catéter a una posición de enclavamiento o su ubicación en el ventrículo derecho.
- Codificación por colores (si estuviera disponible) para la identificación apropiada del canal de presión. Presiones arteriales pulmonares = amarillo, presiones auriculares derechas = azul o según norma del centro.

Colocación en la zona pulmonar

La ubicación de la punta del catéter en relación con las zonas pulmonares puede afectar a la validez de las lecturas de enclavamiento de la arteria pulmonar, tanto en condiciones normales como durante la aplicación de PEEP. Las zonas pulmonares se identifican mediante las relaciones entre la presión de entrada (presión de arteria pulmonar, PAP), la presión de salida (presión venosa pulmonar, PvP) y la presión alveolar circundante (PaP).



Zona 1: $PaP < PAP > PvP$. No existe flujo sanguíneo desde los lechos capilares pulmonares colapsados. El catéter Swan-Ganz es un catéter dirigido por flujo y la punta normalmente no llegará a esta región pulmonar. Las lecturas de POAP serán imprecisas.

Zona 2: $PaP > PAP > PvP$. Existe cierto flujo sanguíneo, ya que la presión arterial es mayor que la presión alveolar. En ciertas condiciones, la punta del catéter puede situarse en una ubicación de la Zona 2. Las lecturas de POAP pueden ser imprecisas.

Zona 3: $PaP > PAP < PvP$. Los capilares están abiertos, lo que permite el flujo sanguíneo. La punta del catéter normalmente se encuentra por debajo del nivel de la aurícula izquierda y puede verificarse mediante una radiografía lateral de tórax. Las lecturas de POAP serán precisas.

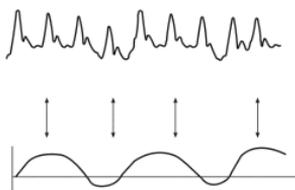
Criterio	Zona óptima 3	Zona subóptima 1 o 2
Ubicación de la punta del catéter	Por debajo del nivel de AI	Por encima del nivel de AI
Variaciones respiratorias	Mínima	Marcada
Contorno POAP	Ondas "a" y "v" claramente presentes	Ondas "a" y "v" poco claras
DAP frente a POAP	DAP > POAP (fisiología normal)	POAP > DAP (ausencia de ondas "a" y "v" anómalas)
Prueba de PEEP	Cambio en POAP < ½ cambio en PEEP	Cambio en POAP > ½ cambio en PEEP
Estado de hidratación	Normovolémico	Hipovolémico

Efectos ventilatorios sobre los trazados de la arteria pulmonar

Respiración espontánea

Durante la respiración normal, la inspiración tiene como resultado una menor presión intratorácica y un aumento del retorno venoso, lo que lleva a un incremento del llenado cardíaco. Sin embargo, las formas de onda durante la inspiración serán negativas debido a la mayor reducción inspiratoria en la presión intratorácica con respecto al aumento inspiratorio en los volúmenes cardíacos. Durante la espiración, la presión intratorácica es relativamente mayor que durante la inspiración y dará lugar a deflexiones positivas en las formas de onda de AP y POAP. Los valores registrados deben obtenerse al final de la fase espiratoria, cuando la influencia de la presión intratorácica es mínima.

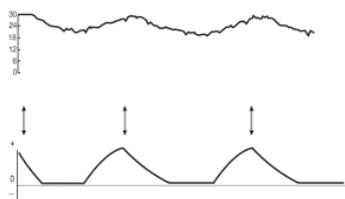
RESPIRACIÓN ESPONTÁNEA



Ventilación mecánica controlada

Cuando un paciente está ventilado y no respira espontáneamente, la presión intratorácica durante la inspiración se encuentra a un nivel positivo con las respiraciones ventiladas. Durante las espiraciones, los valores son negativos debido a la presión intratorácica negativa relativa en esa fase. De nuevo, los valores de AP y POAP deben leerse al final de la fase espiratoria.

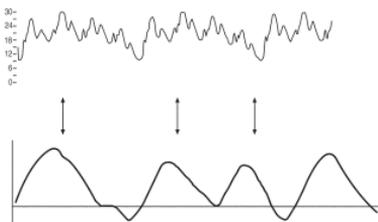
VENTILACIÓN MECÁNICA CONTROLADA



Ventilación Mandatoria Intermitente

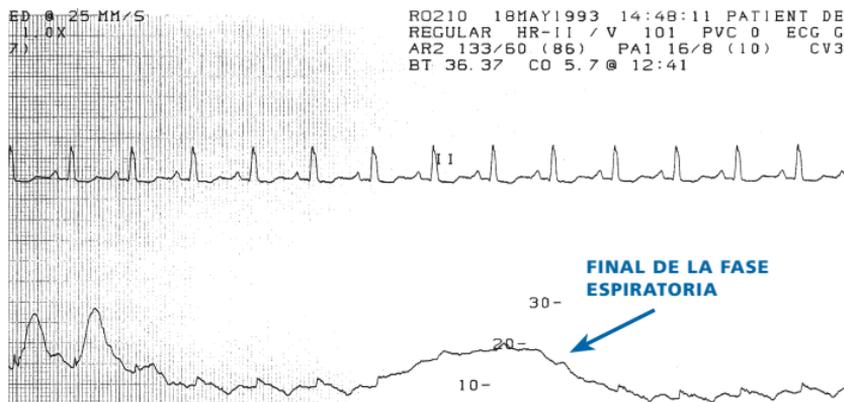
Cuando se aplica una forma de ventilación mandatoria intermitente, algunas respiraciones están controladas, mientras que otras son espontáneas. La repercusión sobre los trazados es que, durante las respiraciones controladas, la inspiración producirá ondas elevadas semejantes a las producidas durante la ventilación mecánica controlada. Durante una respiración espontánea, el trazado volverá a la normalidad y la inspiración producirá una onda negativa. La observación de la respiración del paciente y la comprobación si estas respiraciones son controladas o espontáneas asistidas, ayuda a la identificación apropiada de los valores al final de la fase espiratoria de las presiones arteriales pulmonares.

VENTILACIÓN MANDATORIA INTERMITENTE



Éste es un trazado de un paciente con respiración espontánea. La identificación de las presiones de AP y PAOP se ven influenciadas por las variaciones respiratorias observadas. Los valores de presión deben obtenerse al final de la fase espiratoria. Entre las posibles causas de la variación respiratoria se incluyen la hipovolemia y la colocación de la punta del catéter en una zona diferente a la Zona 3.

TRAZADO PAP A POAP



Determinaciones del gasto cardíaco

Existen tres métodos indirectos habituales para determinar el gasto cardíaco: métodos de Fick, de dilución del indicador de tinción y del indicador de termodilución. Los primeros dos métodos se llevan a cabo principalmente en un entorno de laboratorio de cateterismo controlado. La termodilución es el método más usado en la cabecera del paciente.

Método de Fick

El “método de referencia” para las determinaciones del gasto cardíaco se basa en los principios desarrollados por Adolph Fick en la década de 1870. El concepto de Fick propone que la captación o la liberación de una sustancia por un órgano es el producto del flujo sanguíneo a través de dicho órgano y la diferencia entre los valores arteriales y venosos de la misma sustancia.

El método de Fick utiliza el oxígeno como la sustancia y los pulmones como el órgano. El contenido venoso y arterial de oxígeno se mide para obtener la diferencia ($a - v O_2$). El consumo de oxígeno (VO_2) puede calcularse a partir del contenido de oxígeno inspirado menos el espirado y la frecuencia ventilatoria. El gasto cardíaco puede determinarse con la siguiente fórmula:

$$\text{Gasto cardíaco} = \frac{\text{Consumo de oxígeno en mL/min}}{\text{Diferencia } a - v O_2 \text{ en vol\%}}$$

(volumen % = 1 mL oxígeno/100 cc)

- Contenido arterial de oxígeno normal (CaO_2): 20 volumen %
- Contenido venoso de oxígeno mixto normal (CvO_2): 15 volumen %
- Consumo de oxígeno normal (VO_2): 250 mL/min

Al insertar estos valores en la ecuación:

$$\begin{aligned} GC &= 250 / (20-15) \times 100 \\ &= 250 / 5 \times 100 \\ &= 5000 \text{ mL/min o } 5 \text{ L/min} \end{aligned}$$

El cálculo del gasto cardíaco con la ecuación de Fick requiere la medición precisa de las variables de oxigenación. Pequeños errores en los valores de contenido pueden producir grandes errores en el resultado del consumo de oxígeno. El consumo de oxígeno normal varía entre 200–250 mL/min. Los valores normales referenciados de VO_2 son 120–160 mL/min/m². Los pacientes críticos pueden no tener valores normales de consumo de oxígeno; por ello, la introducción de valores normales en la ecuación de Fick anterior puede producir valores erróneos de gasto cardíaco.

Método de dilución del indicador de tinción

Los principios del método de dilución del indicador se propusieron por primera vez en la década de 1890 por Stewart y posteriormente los redefinió Hamilton.

La base de la técnica del indicador de tinción es que una concentración conocida de un indicador se agrega a una cantidad o volumen de un líquido. Tras permitir un periodo de mezcla adecuado, la dilución de este indicador indicará la cantidad de líquido a la que se añadió. Un densímetro registra la concentración del tinte o indicador en la sangre tras inyectarse una muestra conocida en un punto superior del flujo.

Mediante la adquisición continua de muestras de sangre, puede obtenerse un gráfico de tiempo frente a concentración, llamado curva indicador-dilución. Una vez dibujada, puede calcularse el gasto cardíaco mediante la ecuación de Stewart-Hamilton:

$$\text{GC} = \frac{I \times 60}{C_m \times t} \times \frac{1}{k}$$

DONDE:

GC = gasto cardíaco (l/min)

I = cantidad de tinte inyectado (mg)

60 = 60 s/min

C_m = concentración media del indicador (mg/L)

t = duración total de la curva (s)

k = factor de calibración (mg/mL/mm deflexión)



Método de termodilución

A principios de la década de 1970, los doctores Swan y Ganz demostraron la fiabilidad y la reproducibilidad del método de termodilución con un catéter de arteria pulmonar de detección especial de temperatura. Desde ese momento, el método de termodilución para obtener el gasto cardíaco se ha convertido en el método de referencia en la práctica clínica.

El método de termodilución aplica principios de dilución del indicador, pero usando el cambio de temperatura como indicador. Una cantidad conocida de solución con una temperatura conocida se inyecta rápidamente en la luz de inyección proximal del catéter. Esta solución con una temperatura inferior a la de la sangre se mezcla con la sangre circundante y se mide la temperatura en un punto inferior del flujo sanguíneo en la arteria pulmonar mediante un termistor integrado en el catéter. El cambio resultante de temperatura se convierte en una curva de tiempo frente a temperatura. Esta curva es similar a la producida por el método de dilución del indicador.

Para calcular el gasto cardíaco, se utiliza una ecuación modificada Stewart-Hamilton, que tiene en cuenta el cambio de temperatura como indicador. Las modificaciones incluyen la temperatura medida de la inyección y la temperatura sanguínea del paciente, junto con la gravedad específica de la solución inyectada.

$$GC = \frac{V \times (TB - TI) \times (SI \times CI) \times 60 \times CT \times K}{A \quad (SB \times CB) \quad 1}$$

DONDE:

GC = gasto cardíaco

V = volumen de inyección (mL)

A = área de la curva de termodilución
en mm cuadrados dividida por la
velocidad del papel (mm/s)

K = constante de calibración en mm²/°C

TB, TI = temperatura de la sangre (B)
y de la solución inyectada (I)

SB, SI = gravedad específica de la sangre
y de la solución inyectada

CB, CI = calor específico de
la sangre y de la solución
inyectada

$\frac{(SI \times CI)}{(SB \times C)} = 1,08$ cuando se usa
dextrosa al 5%

60 = 60 s/min

CT = factor de corrección para
advertencia de la solución
inyectada

Curvas de termodilución

Una curva normal muestra, característicamente, una elevación brusca a partir de la inyección rápida del medio inyectado. A continuación, aparece una curva suave y una pendiente descendente ligeramente prolongada hacia la línea isoelectrica. Debido a que esta curva representa un cambio desde la temperatura más cálida a la más fría y luego de vuelta a la temperatura más cálida, la curva real presenta una dirección negativa. El área bajo la curva es inversamente proporcional al gasto cardíaco.

Cuando el gasto cardíaco es bajo, se requiere más tiempo para que la temperatura vuelva a la línea isoelectrica, lo que produce un área bajo la curva mayor. Con un gasto cardíaco elevado, la solución inyectada más fría se transporta con mayor rapidez a través del corazón y la temperatura vuelve a la línea isoelectrica con mayor rapidez. Esto produce un área bajo la curva menor.



Gasto cardíaco normal



Artefacto debido a interferencia por ruido



Gasto cardíaco elevado



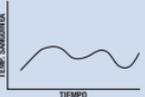
Gasto cardíaco bajo



Técnica de inyección inadecuada

Resolución de problemas de factores clave en la optimización de las determinaciones por bolo del GC

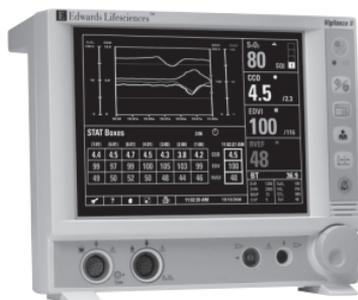
La siguiente tabla describe los factores que pueden influir sobre la precisión y la reproducibilidad de los valores de gasto cardíaco con termodilución de bolo.

	Factores que afectan a la precisión de la medición por bolo del GC	Error potencial
	<p>Temperatura de la solución inyectada errónea:</p> <ul style="list-style-type: none"> • 1°C de error en solución helada • 1°C de error en solución a temperatura ambiente <p>Si la solución inyectada se retira del baño de hielo durante:</p> <ul style="list-style-type: none"> • 15 segundos • 30 segundos 	<p>± 2.7% ± 7.7%</p> <p>Incremento medio de 0,34 ± 0,16°C Incremento medio de 0,56 ± 0,18°C</p>
	<p>Volumen de inyección erróneo</p>	<p>0,5 mL de error en inyección de 5 mL: ± 10% 0,5 mL de error en inyección de 10 mL: ± 5%</p>
	<p>Infusión de volumen rápida durante inyección IV con bolos:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Infusión a temperatura ambiente • Infusión caliente 	<p>Reducción del GC 30–80% Reducción del GC 20–40%</p>
	<p>Influencias del ciclo respiratorio</p>	<p>Variación normal del 20% Variación máxima hasta el 70%</p>
	<p>Constante de cálculo errónea</p>	<p>1–100%</p>
	<p>Inestabilidad térmica posterior a circulación extracorpórea (CEC):</p> <ul style="list-style-type: none"> • 1–10 minutos después • 30 minutos después 	<p>10–20% Hasta el 9%</p>

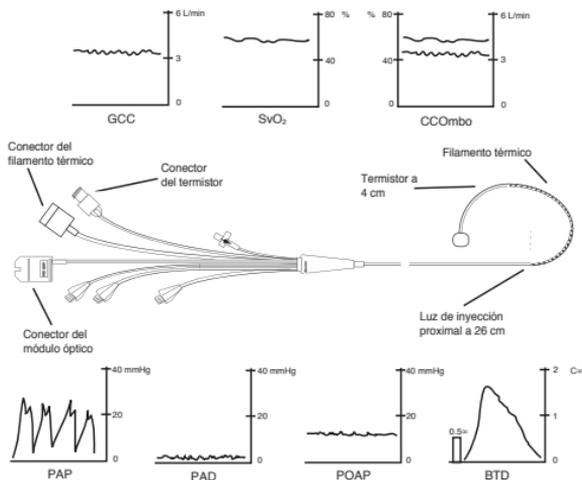
Monitor Vigilance II y sistema Swan-Ganz de tecnología avanzada

Sistemas de monitorización CCOMbo: Visualización continua de GCC y SvO₂

MONITOR VIGILANCE II



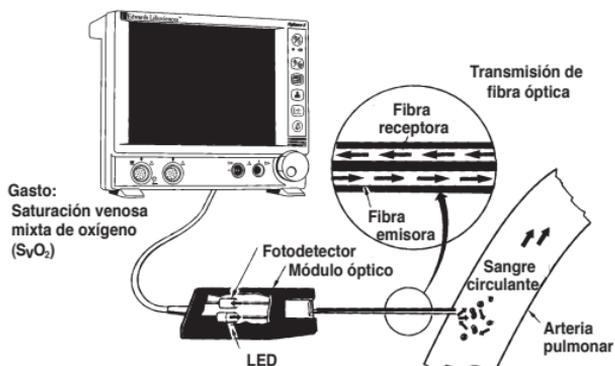
PARÁMETROS OBTENIDOS CON EL SISTEMA CCOMBO*



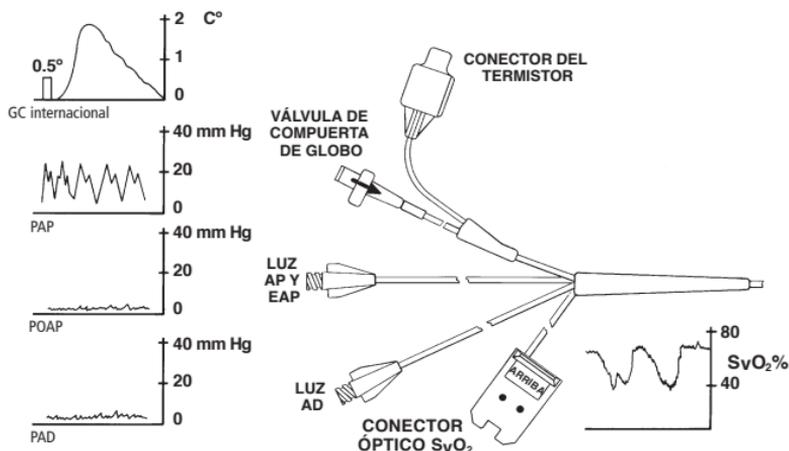
*Visualización digital de parámetros de RVS y oximetría dual disponibles si se proporcionan variables de entrada apropiadas.

Monitorización continua de la saturación venosa mixta de oxígeno

ESPECTROMETRÍA DE REFLEXIÓN



CATÉTER TD DE OXIMETRÍA SWAN-GANZ



Instrucciones de uso abreviadas del monitor Vigilance II

Gasto cardíaco continuo (GCC) y saturación venosa mixta de oxígeno (SvO₂)

Para iniciar la monitorización de la oximetría (SvO₂, ScvO₂):

Para calibración *in vitro*

1. Conecte el catéter al módulo óptico.
2. Seleccione SvO₂ (catéter Swan-Ganz) o ScvO₂ (catéter PreSep) en la ventana de parametros.
3. Seleccione calibración *in vitro*.
4. Elija Calibrar y presione la perilla. Espere a que finalice la calibración.
5. Purgue el catéter, compruebe el balón. Inserte el catéter en la AP.
6. Seleccione INICIAR, presione la perilla y espere a que se actualice el módulo óptico.
7. El valor SvO₂ o ScvO₂ aparecerá en la ventana de parámetros.

Para calibración *In Vivo* SvO₂:

1. Gire la perilla de navegación para seleccionar SvO₂ o ScvO₂. Pulse la perilla.
2. Seleccione Calibración *In Vivo*. Pulse la perilla.
3. Seleccione Extraer, pulse la perilla y extraiga lentamente una muestra de sangre de desecho y de laboratorio para análisis mediante cooxímetro.
4. A la recepción de los valores de laboratorio de la muestra extraída, introduzca el valor de la oximetría venosa y la Hb o el Hct.
5. Seleccione CALIBRAR y presione la perilla. Espere a que finalice la calibración.
6. Confirme que se muestra SvO₂ o ScvO₂ en la ventana de parametros y que los valores son correctos.

Para transportar el módulo óptico:

1. Tras reconectar el cable del paciente y el módulo óptico, gire la perilla para seleccionar **SvO₂ o ScvO₂ en la ventana de parametros**. Pulse la perilla.
2. Seleccione RECUPERAR DATOS DEL MO y pulse la perilla.
3. Si los datos del módulo óptico tienen <24 horas y son correctos, seleccione SI y presione la perilla.

Para iniciar la monitorización del gasto cardíaco continuo (GCC):

1. Conecte el filamento térmico y las conexiones del termistor del catéter al cable del paciente.
2. Pulse el **BOTÓN INICIAR/PARAR GCC**  para iniciar la monitorización del gasto cardíaco continuo (GCC). Aparecerá un mensaje que confirma que el monitor está recopilando los datos del GCC.
3. El valor promedio del GCC aparecerá en la ventana de parametros de 1 a 8 minutos.

Para configurar la pantalla de visualización:

1. Para cambiar la visualización en pantalla:
 - Gire la perilla de navegación para seleccionar el icono HERRAMIENTAS  a fin de cambiar el formato de visualización (unidades de temperatura, unidades internacionales, formato de hora, volumen de alarma e idioma en pantalla).
 - Seleccione la acción que desee y presione la perilla.
 - Gire la perilla para seleccionar el cambio que desee. Pulse la perilla.
 - Seleccione REGRESAR y presione la perilla para volver a la pantalla de visualización.
2. Para cambiar los parámetros de alarma:
 - Seleccione el ventana de parametros que desee con el control de navegación y pulse la perilla.

- Seleccione el valor de límite de alarma en la parte inferior derecha de la ventana desplegable. Pulse la perilla y luego gírela para seleccionar el valor superior. Presione la perilla para establecer el valor. Repita este proceso para el valor inferior.
 - Gire la perilla para seleccionar REGRESAR. Presione la perilla para salir del menú desplegable.
3. Para activar la pantalla dividida y visualizar MODO STAT:
 - Gire la perilla de navegación para seleccionar el icono DIVIDIR PANTALLA  situado en la parte inferior de la pantalla.
 - Sólo pueden mostrarse aquí los valores GCC(I), FEVD y VTD(I). Para añadir uno de estos parámetros a la pantalla MODO STAT, seleccione dicho parámetro en uno de los cuadros de parametros. Consulte en el Manual del usuario la descripción de la pantalla STAT.
 - Para eliminar la pantalla DIVIDIDA, gire la perilla para seleccionar el icono pantalla DIVIDIDA y presione la perilla.

Para visualizar el perfil cardíaco/de oxígeno:

1. Para visualizar el perfil cardíaco o de oxígeno del paciente:
 - Pulse el botón Datos del Paciente  a la derecha de la pantalla de visualización.
 - Aparecerá el perfil de oxígeno o el perfil cardíaco.
 - Gire la perilla para seleccionar el perfil alternativo en la parte inferior de la ventana desplegable y presione la perilla para cambiar el perfil.
2. Para introducir manualmente valores en las pantallas de perfil del paciente:
 - Presione el botón Datos del Paciente para activar la ventana desplegable.
 - Seleccione el perfil del paciente apropiado.
 - Gire la perilla para seleccionar el parámetro que desee. Pulse la perilla.

- Introduzca el valor que desee. Aparecerá un asterisco al lado del nombre del valor para indicar que es un valor introducido manualmente.
- Gire la perilla para seleccionar Salir. Presione el botón del perfil del paciente para salir de la ventana del perfil del paciente.
- **Nota: una vez que aparezca un asterisco, el valor debe "borrarse" para actualizarse automáticamente.*

Para llevar a cabo el gasto cardíaco por inyección en bolos (GCi):

1. Pulse el botón CCO/ICO (GCC/GCi)  a la derecha de la pantalla de visualización. Aparecerá la pantalla GCi. Para salir del modo GCi, presione de nuevo el botón.
 - Gire la perilla de navegación para seleccionar GC o IC en la ventana de parametros. Pulse la perilla.
 - Seleccione alguna de las opciones mostradas para realizar ajustes al proceso GCi.
 - Para la operación en bolos GCi automática, seleccione Automatico.
 - Cuando el monitor haya establecido una temperatura basal estable, aparecerá el mensaje INYECTE en la pantalla. Inyecte la solución en este momento. Repita este proceso hasta 6 veces. El monitor mostrará el gasto cardíaco en el cuadro BOLOS para cada inyección de la serie.
 - Tras completar el número deseado de inyecciones, gire la perilla para seleccionar el cuadro BOLOS (3er ventana de parametros que muestra los valores para cada inyección). Pulse la perilla. El promedio de las inyecciones aparecerá en la ventana de parametros CO/CI y se mostrará la pantalla desplegable Bolus Edit (Editar Bolo).
2. Para borrar los valores individuales CO/CI de este promedio:
 - Gire la perilla de navegación para seleccionar la tercer ventana de parámetros BOLOS.
 - Pulse la perilla para abrir la ventana EDITAR BOLOS.

- Gire y presione la perilla para seleccionar el o los valores que desee eliminar.
 - Gire y presione la perilla para seleccionar GC MED. Los valores seleccionados se eliminarán y se mostrará el promedio GCC/GCi.
3. Para salir del modo BOLOS
- En la pantalla INICIAR Y DETENER GC, gire la perilla y seleccione SALIR. Pulse la perilla.
 - Pulse el botón CCO/ICO (GCC/GCi) a la derecha de la pantalla de visualización.
 - Responda a la petición de reinicio del gasto cardíaco continuo (GCC), para lo que debe girar la perilla, seleccionar la respuesta y presionar la perilla.

Para utilizar la pausa operativa (modo de silencio de alarmas para uso durante circulación extracorpórea):

1. Para iniciar la pausa operativa:
- Mantenga pulsado el botón Silenciador de Alarmas  durante al menos 3 segundos
 - Aparece el indicador amarillo de pausa operativa. La recopilación de datos y su visualización en las ventanas de parámetros quedan en pausa y con indicación temporal.
 - Las alarmas asociadas con estos parámetros quedan silenciadas desde que se interrumpe la monitorización.
 - Se monitorizan y visualizan los parámetros de los cuadros Blood Temperature (Temperatura de la sangre) y Small Parameter (Parámetro pequeño).
2. Para poner fin a la pausa operativa:
- Presione la perilla de navegación para salir de la pausa operativa
 - Seleccione Sí o No con la perilla de navegación cuando se le pregunte si desea reiniciar el GCC. Si selecciona Sí, el GCC comenzará y aparecerá un nuevo valor promedio en la ventana de

parametros en el plazo de aproximadamente 1–8 minutos.

- Con la perilla de navegación, seleccione Sí o No cuando se le pregunte si desea recalibrar SvO₂ o ScvO₂. Si selecciona Sí, aparecerá la pantalla Calibración. Si selecciona No, comenzará la monitorización SvO₂ usando los valores de calibración del momento en el que comenzó la pausa operativa.

Resolución de problemas del monitor Vigilance II

FALLOS GCC/ICC

Fallos GCC/ICC	Posibles causas	Acciones sugeridas
Temp. sanguínea fuera de rango (<31°C o >41°C)	La temperatura sanguínea monitorizada es <31°C o >41°C	<p>Compruebe la posición adecuada del catéter en la arteria pulmonar</p> <ul style="list-style-type: none"> • Confirme el volumen de inflado del balón de presión de enclavamiento de 1,5 mL • Confirme la colocación correcta del catéter de acuerdo con la altura y el peso del paciente y la zona de inserción • Considere la realización de una radiografía de tórax para comprobar si la colocación es adecuada <p>Reanude la monitorización del GCC cuando la temperatura sanguínea esté dentro de rango</p>
Memoria del catéter, use el modo de bolo	<ul style="list-style-type: none"> • Mala conexión del filamento térmico del catéter • Avería del cable de GCC • Error del catéter de GCC • El cable de GCC del paciente está conectado a los puertos de prueba del cable 	<ul style="list-style-type: none"> • Compruebe la conexión segura del filamento térmico • Compruebe las conexiones del catéter/filamento térmico del cable de GCC en busca de posibles acodamientos/ausencia de clavijas • Realice la prueba del cable de GCC del paciente (consulte el manual) • Cambie el cable de GCC • Use el modo de bolo para GC • Sustituya el catéter para la medición del GCC
Verificación del catéter, use el modo de bolo	<ul style="list-style-type: none"> • Avería del cable de GCC • Error del catéter de GCC • El catéter conectado no es un catéter de GCC Edwards 	<ul style="list-style-type: none"> • Realice la prueba del cable de GCC del paciente (consulte el manual) • Cambie el cable de GCC • Use el modo de bolo para GC • Compruebe que el catéter es un catéter de GCC Edwards
Compruebe la conexión del catéter y el cable	<ul style="list-style-type: none"> • Las conexiones del filamento térmico del catéter y del termistor no se detectan • Avería del cable de GCC 	<ul style="list-style-type: none"> • Compruebe las conexiones del cable de GCC y del catéter • Desconecte las conexiones del termistor y del filamento térmico y compruebe en busca de posibles acodamientos/ausencia de clavijas • Realice la prueba del cable de GCC del paciente • Cambie el cable de GCC

Fallos GCC/ICC	Posibles causas	Acciones sugeridas
Compruebe la conexión del filamento térmico	<ul style="list-style-type: none"> • Conexión del filamento térmico del catéter no detectada • Avería del cable de GCC • El catéter conectado no es un catéter de GCC Edwards 	<ul style="list-style-type: none"> • Compruebe que el filamento térmico del catéter está correctamente conectado al cable de GCC • Desconecte la conexión del filamento térmico y compruebe en busca de posibles acodamientos/ausencia de clavijas • Realice la prueba del cable de GCC del paciente • Cambie el cable de GCC • Compruebe que el catéter es un catéter Edwards • Use el modo de bolo para GC
Compruebe la posición del filamento térmico	<ul style="list-style-type: none"> • El flujo alrededor del filamento térmico puede estar reducido • El filamento térmico puede estar apoyado sobre la pared vascular • Catéter fuera del paciente 	<ul style="list-style-type: none"> • Purgue las luces del catéter • Compruebe las posiciones adecuadas del catéter en la arteria pulmonar <ul style="list-style-type: none"> ■ Confirme el volumen de inflado del balón de presión de enclavamiento de 1,5 mL ■ Confirme la colocación correcta del catéter de acuerdo con la altura y el peso del paciente y la zona de inserción ■ Considere la realización de una radiografía de tórax para comprobar si la colocación es adecuada • Reanude la monitorización del GCC
Compruebe la conexión del termistor	<ul style="list-style-type: none"> • Conexión al termistor del catéter no detectada • La temperatura sanguínea monitorizada es $<15^{\circ}\text{C}$ o $>45^{\circ}\text{C}$ • Avería del cable de GCC 	<ul style="list-style-type: none"> • Compruebe que el catéter – termistor está correctamente conectado al cable de GCC • Compruebe que la temperatura sanguínea es de $15\text{--}45^{\circ}\text{C}$ • Desconecte la conexión del termistor y compruebe en busca de posibles acodamientos/ausencia de clavijas • Realice la prueba del cable de GCC del paciente • Cambie el cable de GCC
Gasto cardiaco $<1,0$ L/min	<ul style="list-style-type: none"> • GC medido $<1,0$ L/min 	<ul style="list-style-type: none"> • Siga el protocolo del centro para aumentar el GC • Reanude la monitorización del GCC
Pérdida de señal térmica	<ul style="list-style-type: none"> • La señal térmica detectada por el monitor es demasiado pequeña para procesarla • Interferencia del dispositivo de compresión secuencial 	<ul style="list-style-type: none"> • Compruebe la posición adecuada del catéter en la arteria pulmonar <ul style="list-style-type: none"> ■ Confirme el volumen de inflado del balón de presión de enclavamiento de 1,25–1,50 mL ■ Confirme la colocación correcta del catéter de acuerdo con la altura y el peso del paciente y la zona de inserción ■ Considere la realización de una radiografía de tórax para comprobar que la colocación es adecuada • Desconecte temporalmente el dispositivo de compresión secuencial según los procedimientos del centro • Reanude la monitorización del GCC

ALERTAS DE GCC/ICC

Mensajes de alerta de GCC/ICC	Posibles causas	Acciones sugeridas
Señal Adaptada- continua	<ul style="list-style-type: none"> • Detectadas variaciones grandes de la temperatura sanguínea arterial pulmonar • Interferencia del dispositivo de compresión secuencial • Filamento térmico del catéter mal colocado 	<ul style="list-style-type: none"> • Deje más tiempo para que el monitor mida y muestre el GCC • Compruebe la posición adecuada del catéter en la arteria pulmonar <ul style="list-style-type: none"> ■ Confirme el volumen de inflado del balón de presión de enclavamiento de 1,5 mL ■ Confirme la colocación correcta del catéter de acuerdo con la altura y el peso del paciente y la zona de inserción ■ Considere la realización de una radiografía de tórax para comprobar que la colocación es adecuada • Disminuir la incomodidad del paciente puede reducir las variaciones de temperatura • Desconecte temporalmente el dispositivo de compresión secuencial según los procedimientos del centro
Temperatura sanguínea inestable-continua	<ul style="list-style-type: none"> • Detectadas variaciones grandes de la temperatura sanguínea arterial pulmonar • Interferencia del dispositivo de compresión secuencial 	<ul style="list-style-type: none"> • Espere a la actualización de la medición del GC • Disminuir la incomodidad del paciente puede reducir las variaciones de temperatura • Desconecte temporalmente el dispositivo de compresión secuencial según los procedimientos del centro
VS; pérdida de la señal de la frecuencia cardíaca	<ul style="list-style-type: none"> • Frecuencia cardíaca promediada por tiempo del paciente fuera de rango (<30 o >200 lpm) • No se detecta frecuencia cardíaca • No se detecta la conexión del cable de interfaz del ECG 	<ul style="list-style-type: none"> • Espere a que la frecuencia cardíaca promedio esté dentro del rango • Seleccione la configuración apropiada del electrodo para maximizar las activaciones de la frecuencia cardíaca • Verifique que la conexión del cable entre el monitor <i>Vigilance II</i> y el monitor de cabecera sea correcta • Cambie el cable de interfaz del ECG

RESOLUCIÓN DE PROBLEMAS GENERALES DE GCC/ICC

Tema GCC/ICC	Posibles causas	Acciones sugeridas
ICC > GCC	<ul style="list-style-type: none"> • ASC del paciente incorrecta • ASC < 1 	<ul style="list-style-type: none"> • Verifique las unidades de medición y los valores de la altura y el peso del paciente
GCC ≠ BOLO PARA GC	<ul style="list-style-type: none"> • Información del bolo configurada incorrectamente • Fallo del termistor o de la sonda de inyección • Temperatura basal inestable que afecta a las mediciones de bolo para GC 	<ul style="list-style-type: none"> • Compruebe que se han seleccionado correctamente la constante de cálculo, el volumen de inyección y el tamaño del catéter • Utilice solución de inyección "helada" y/o un volumen de solución de inyección de 10 mL para crear una señal térmica importante • Compruebe que la técnica de inyección es correcta • Cambie la sonda de temperatura de la solución de inyección

Mensajes y resolución de problemas RVS/IRVS

ALERTAS Y SOLUCIÓN DE PROBLEMAS GENERALES RVS/IRVS

Mensajes de alerta RVS/IRVS	Posibles causas	Acciones sugeridas
RVS: pérdida de la señal de presiones subordinadas	<ul style="list-style-type: none"> • Puerto de entrada analógica del <i>Vigilance II</i> no configurado para aceptar PAM y PVC • No se detectan las conexiones del cable de interfaz de entrada analógica • Señal de entrada inexacta • Funcionamiento incorrecto del monitor externo 	<ul style="list-style-type: none"> • Compruebe la corrección del rango de tensión y los valores de tensión baja/alta en el monitor <i>Vigilance II</i> para el monitor externo • Verifique que la conexión del cable entre el monitor <i>Vigilance II</i> y el monitor de cabecera sea correcta • Compruebe la corrección de las entradas de altura/peso y de las unidades de medida para la ASC del paciente • Verifique la señal del dispositivo de salida analógica del monitor externo • Cambie el módulo del dispositivo externo, si se utiliza
Tema RVS/IRVS	Posibles causas	Acciones sugeridas
RVS > IRVS	<ul style="list-style-type: none"> • ASC del paciente incorrecta 	<ul style="list-style-type: none"> • Verifique las unidades de medición y los valores de la altura y el peso del paciente
PAM y PVC del <i>Vigilance II</i> : ≠ monitor externo	<ul style="list-style-type: none"> • Monitor <i>Vigilance II</i> configurado incorrectamente • Señal de entrada inexacta • Funcionamiento incorrecto del monitor externo 	<ul style="list-style-type: none"> • Compruebe la corrección del rango de tensión y de los valores de tensión baja/alta en el monitor <i>Vigilance II</i> para el monitor externo • Confirme el uso de las unidades de medición correctas para los valores de tensión del puerto de entrada analógica (mmHg o kPa) • Compruebe la corrección de las entradas de altura/peso y de las unidades de medida para la ASC del paciente • Verifique la señal del dispositivo de salida analógica del monitor externo • Cambie el cable de interfaz de entrada analógica • Cambie el módulo del dispositivo externo, si se utiliza • Borre el asterisco (*) de la pantalla de perfil cardíaco para PAM y PVC si existe subordinación con respecto a un dispositivo externo

Mensajes y resolución de problemas de oximetría

FALLOS Y ALERTAS DE OXIMETRÍA

Mensajes de fallo de oximetría	Posibles causas	Acciones sugeridas
Rango de luz	<ul style="list-style-type: none"> • Mala conexión del catéter/módulo óptico • Las lentes de conexión del catéter/módulo óptico están obstruidas por residuos o una película • Funcionamiento incorrecto del módulo óptico • Catéter acodado o dañado 	<ul style="list-style-type: none"> • Verifique la conexión correcta del catéter/módulo óptico • Limpie los conectores del catéter/módulo óptico con alcohol isopropílico al 70% y una torunda, déjelos secar al aire y recalibre • Sustituya el catéter si se sospecha que está dañado y recalibre
MO desconectado	<ul style="list-style-type: none"> • No se detecta la conexión del módulo óptico al monitor • Clavijas del conector del módulo óptico dobladas o ausentes 	<ul style="list-style-type: none"> • Verifique la conexión correcta del catéter/módulo óptico • Compruebe si hay clavijas dobladas o ausentes en el conector del cable del módulo óptico
Memoria del MO	<ul style="list-style-type: none"> • Funcionamiento incorrecto de la memoria del módulo óptico 	<ul style="list-style-type: none"> • Cambie el módulo óptico y recalibre
Valor fuera del rango	<ul style="list-style-type: none"> • Valores de oximetría, Hb o Hct incorrectamente introducidos • Unidades de medición de Hb incorrectas • Valor de oximetría calculado si queda fuera del rango 0–99% 	<ul style="list-style-type: none"> • Compruebe la introducción correcta de los valores de oximetría, Hb y Hct • Verifique que la unidad de medición de la Hb es correcta • Obtenga valores de análisis de oximetría actualizados y recalibre
Transmisión del infrarrojo/rojo	<ul style="list-style-type: none"> • Las lentes de conexión del catéter/módulo óptico están obstruidas por residuos o una película • Funcionamiento incorrecto del módulo óptico 	<ul style="list-style-type: none"> • Limpie las conexiones del catéter/módulo con alcohol isopropílico al 70% y una torunda, déjelos secar al aire y recalibre • Cambie el módulo óptico y recalibre
Temperatura del MO	<ul style="list-style-type: none"> • Funcionamiento incorrecto del módulo óptico 	<ul style="list-style-type: none"> • Cambie el módulo óptico y recalibre
Oximetría no disponible	<ul style="list-style-type: none"> • Funcionamiento incorrecto interno del sistema 	<ul style="list-style-type: none"> • Apague y encienda el monitor para restaurar el sistema • Si el problema persiste, contacte al servicio técnico de Edwards
Mensajes de alerta de oximetría	Posibles causas	Acciones sugeridas
SQI = 4	<ul style="list-style-type: none"> • Flujo sanguíneo bajo en la punta del catéter o punta del catéter apoyada en la pared vascular • Cambios importantes en los valores de Hb/Hct • Punta del catéter obstruida • Catéter acodado o dañado 	<ul style="list-style-type: none"> • Verifique la colocación correcta del catéter. Para SvO₂, compruebe la posición apropiada del catéter en la arteria pulmonar <ul style="list-style-type: none"> ■ Confirme el volumen de inflado del balón de presión de enclavamiento de 1,5 mL (sólo para SvO₂) ■ Confirme la colocación correcta del catéter de acuerdo con la altura y el peso del paciente y la zona de inserción ■ Considere la realización de una radiografía de tórax para comprobar que la colocación es adecuada • Aspire y purgue la luz distal según el protocolo del centro • Actualice los valores de Hb/Hct con la función Update (Actualizar) • Examine el catéter para descartar acodamientos y recalibre • Sustituya el catéter si se sospecha que está dañado y recalibre

ADVERTENCIAS DE OXIMETRÍA

Mensajes de advertencia de oximetría	Posibles causas	Acciones sugeridas
Error de calibración <i>in vitro</i>	<ul style="list-style-type: none"> Mala conexión del catéter y el módulo óptico Ventosa de calibración húmeda Catéter acodado o dañado Funcionamiento incorrecto del módulo óptico La punta del catéter no está en la ventosa de calibración del envoltorio del catéter 	<ul style="list-style-type: none"> Verifique la conexión correcta del catéter/módulo óptico Enderece todas las acodamientos visibles y sustituya el catéter si se sospecha que está dañado Cambie el módulo óptico y recalibre Verifique que la punta del catéter esté bien asentada en la ventosa de calibración Realice la calibración <i>in vivo</i>
Señal inestable	<ul style="list-style-type: none"> Valores cambiantes de oximetría, Hb/Hct o valores hemodinámicos inusuales 	<ul style="list-style-type: none"> Establezca al paciente según el protocolo del centro y realice la calibración <i>in vivo</i>
Detección de un artefacto o enclavamiento en la pared	<ul style="list-style-type: none"> Flujo sanguíneo bajo en la punta del catéter Punta del catéter obstruida Punta del catéter enclavada en un vaso o contra la pared vascular 	<ul style="list-style-type: none"> Aspire y purgue la luz distal según el protocolo del centro Verifique la colocación correcta del catéter. Para SvO₂, compruebe la posición apropiada del catéter en la arteria pulmonar <ul style="list-style-type: none"> Confirme el volumen de inflado del balón de presión de enclavamiento de 1,5 mL (sólo para SvO₂) Confirme la colocación correcta del catéter de acuerdo con la altura y el peso del paciente y la zona de inserción Considere la realización de una radiografía de tórax para comprobar que la colocación es adecuada Realice la calibración <i>in vivo</i>

RESOLUCIÓN DE PROBLEMAS GENERALES DE OXIMETRÍA

Mensajes de oximetría	Posibles causas	Acciones sugeridas
Módulo óptico no calibrado – seleccione oximetría para calibrar	<ul style="list-style-type: none"> El módulo óptico no se ha calibrado (ni <i>in vivo</i> ni <i>in vitro</i>) No se ha ejecutado la función recuperar datos del MO Funcionamiento incorrecto del módulo óptico 	<ul style="list-style-type: none"> Realice la calibración <i>in vivo</i> o <i>in vitro</i> Ejecute la función recuperar datos del MO si el módulo se había calibrado previamente Cambie el módulo óptico y recalibre
Los datos del paciente en el módulo óptico tienen más de 24 h.	<ul style="list-style-type: none"> Última calibración del módulo óptico > 24 horas La fecha y la hora de los monitores <i>Vigilance II</i> del centro son incorrectas 	<ul style="list-style-type: none"> Realice la calibración <i>in vivo</i> Sincronice la fecha y la hora de todos los monitores del centro

Mensajes y resolución de problemas VTDC

ALERTAS VTDC

Mensajes de alerta VTDC	Posibles causas	Acciones sugeridas
Pérdida de la señal de la frecuencia cardíaca	<ul style="list-style-type: none"> Frecuencia cardíaca promediada por tiempo del paciente fuera de rango (<30 o >200 lpm) No se detecta frecuencia cardíaca No se detecta la conexión del cable de interfaz del ECG 	<ul style="list-style-type: none"> Espere a que la frecuencia cardíaca promedio esté dentro del rango Seleccione la configuración apropiada del electrodo para maximizar las activaciones de la frecuencia cardíaca Compruebe que la conexión del cable entre el monitor <i>Vigilance II</i> y el monitor de cabecera es segura Cambie el cable de interfaz del ECG
Patrón ECG irregular	<ul style="list-style-type: none"> Cambio fisiológico en el estado del paciente Conexiones/derivaciones inseguras de la señal ECG Doble detección debido a electroestimulación auricular o auriculoventricular (AV) 	<ul style="list-style-type: none"> Siga los protocolos estándar del centro para estabilizar el estado del paciente Recoloque las derivaciones o vuelva a conectar el cable de interfaz del ECG Recoloque la derivación de referencia para minimizar la detección del pico auricular Seleccione la configuración apropiada del electrodo para maximizar las activaciones de la frecuencia cardíaca y minimizar la detección de picos auriculares Evalúe el miliamperaje (mA) correcto para el nivel de electroestimulación
Adaptación de la señal – continuación	<ul style="list-style-type: none"> El patrón respiratorio del paciente puede haber cambiado Interferencia del dispositivo de compresión secuencial Filamento térmico del catéter mal colocado 	<ul style="list-style-type: none"> Deje más tiempo para que el monitor mida y muestre el VTD Desconecte temporalmente el dispositivo de compresión secuencial según los procedimientos del centro Compruebe la posición adecuada del catéter en la arteria pulmonar <ul style="list-style-type: none"> Confirme el volumen de inflado del balón de presión de enclavamiento de 1,5 mL Confirme la colocación correcta del catéter de acuerdo con la altura y el peso del paciente y la zona de inserción Considere la realización de una radiografía de tórax para comprobar que la colocación es adecuada
Tema VTDC	Posibles causas	Acciones sugeridas
FCPROM del <i>Vigilance II</i> ≠ FC del monitor externo	<ul style="list-style-type: none"> Monitor externo no configurado óptimamente para la salida de la señal ECG Funcionamiento incorrecto del monitor externo Funcionamiento incorrecto del cable de interfaz del ECG 	<ul style="list-style-type: none"> Detenga el GCC y compruebe que la frecuencia cardíaca es la misma en el monitor <i>Vigilance II</i> y en el monitor externo Seleccione la configuración apropiada del electrodo para maximizar las activaciones de la frecuencia cardíaca y minimizar la detección de picos auriculares Verifique la salida de la señal del dispositivo de monitorización externo; si fuera necesario, cambie el módulo Cambie el cable de interfaz del ECG

Mensajes y resolución de problemas GCi (bolo)

FALLOS Y ALERTAS GCi

Mensajes de fallo GCi	Posibles causas	Acciones sugeridas
Compruebe la conexión del termistor	<ul style="list-style-type: none"> Conexión al termistor del catéter no detectada La temperatura sanguínea monitorizada es <15°C o >45°C Avería del cable de GCC 	<ul style="list-style-type: none"> Compruebe que el termistor del catéter está correctamente conectado al cable de GCC Compruebe que la temperatura sanguínea es de 15 - 45°C Desconecte la conexión del termistor y compruebe en busca de posibles acodaduras/ausencia de clavijas Cambie el cable de GCC
TI fuera de rango, compruebe la sonda	<ul style="list-style-type: none"> Temperatura de la solución de inyección < 0°C, > 30°C o > TS Funcionamiento defectuoso de la sonda de temperatura de la solución de inyección Avería del cable de GCC 	<ul style="list-style-type: none"> Compruebe la temperatura del líquido de la solución de inyección Compruebe las conexiones de la sonda de inyección y verifique si faltan clavijas o están acodadas Cambie la sonda de temperatura de la solución de inyección Cambie el cable de GCC

FALLOS Y ALERTAS GCi [CONT]

Mensajes de fallo GCi	Posibles causas	Acciones sugeridas
Compruebe la conexión de la sonda de la solución de inyección	<ul style="list-style-type: none"> Sonda de temperatura de la solución de inyección no detectada Funcionamiento defectuoso de la sonda de temperatura de la solución de inyección Avería del cable de GCC 	<ul style="list-style-type: none"> Compruebe la conexión entre el cable de GCC y la sonda de temperatura de la solución de inyección Cambie la sonda de temperatura de la solución de inyección Cambie el cable de GCC
Volumen de la solución de inyección no válido	<ul style="list-style-type: none"> El volumen de la solución de inyección en la sonda en línea debe ser 5 mL o 10 mL 	<ul style="list-style-type: none"> Cambie el volumen de la solución de inyección a 5 mL o 10 mL Use una sonda de baño para un volumen de solución de inyección de 3 mL

ALERTAS GCi

Mensajes de alerta GCi	Posibles causas	Acciones sugeridas
Curva no detectada	<ul style="list-style-type: none"> No se detecta inyección IV con espiral durante > 4 minutos (modo automático) o 30 segundos (modo manual) 	<ul style="list-style-type: none"> Reinicie la monitorización del bolo para GC y proceda con las inyecciones
Curva ampliada	<ul style="list-style-type: none"> Curva de termodilución lenta en su retorno a la línea basal Puerto de inyección en la vaina del introductor Posible shunt cardíaco 	<ul style="list-style-type: none"> Compruebe que la técnica de inserción es correcta Compruebe la posición adecuada del catéter en la arteria pulmonar Confirme el volumen de inflado del balón de presión de enclavamiento de 1,5 mL Confirme la colocación correcta del catéter de acuerdo con la altura y el peso del paciente y la zona de inserción Considere la realización de una radiografía de tórax para comprobar si la colocación es adecuada Asegúrese de que la ubicación del puerto de inyección queda fuera de la vaina del introductor Utilice solución de inyección "helada" y/o un volumen de solución de inyección de 10 mL para crear una señal térmica importante
Curva irregular	<ul style="list-style-type: none"> La curva de termodilución presenta múltiples picos 	<ul style="list-style-type: none"> Compruebe que la técnica de inyección es correcta Compruebe la posición adecuada del catéter en la arteria pulmonar <ul style="list-style-type: none"> Confirme el volumen de inflado del balón de presión de enclavamiento de 1,5 mL Confirme la colocación correcta del catéter de acuerdo con la altura y el peso del paciente y la zona de inserción Considere la realización de una radiografía de tórax para comprobar que la colocación es adecuada Utilice solución de inyección "helada" y/o un volumen de solución de inyección de 10 mL para crear una señal térmica importante
Línea basal inestable	<ul style="list-style-type: none"> Se detectan variaciones grandes de la temperatura sanguínea arterial pulmonar 	<ul style="list-style-type: none"> Deje que la línea basal de la temperatura sanguínea se estabilice Use el modo manual
Solución de inyección caliente	<ul style="list-style-type: none"> Temperatura de la solución de inyección a menos de 8°C de la temperatura sanguínea Funcionamiento defectuoso de la sonda de temperatura de la solución de inyección Avería del cable de GCC 	<ul style="list-style-type: none"> Utilice una solución de inyección más fría Cambie la sonda de temperatura de la solución de inyección Cambie el cable de GCC

Referencia rápida para el VTDVD

1. Parámetros logrados con el monitor Vigilance II

- GASTO CARDÍACO (GC) = 4 – 8,0 L/min
- ÍNDICE CARDÍACO (IC) = 2,5 – 5,0 L/min/m²
- VOLUMEN SISTÓLICO (VS): Volumen de sangre eyectado del ventrículo en cada latido.
 $VS = GC / FC \times 1000$
 VS normal: 60 – 100 mL
 IVS normal: 33 – 47 mL/latido/m²
- VOLUMEN TELEDIASTÓLICO (VTD): Volumen de sangre presente en el ventrículo durante la telediástole. $VTD = VS/FE$
 VTDVD normal: 100 – 160 mL
 IVTDVD normal: 60 – 100 mL/m²
- VOLUMEN TELESISTÓLICO (VTS): Volumen de sangre presente en el ventrículo durante la telesístole.
 $VTS = VTD - VS$
 VTSVD normal: 50 – 100 mL
 IVTSVD normal: 30 – 60 mL/m²
- FRACCIÓN DE EYECCIÓN (FE): Porcentaje de sangre eyectada del ventrículo en cada latido.

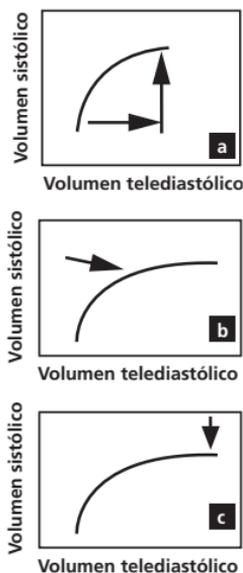
$$FE = \frac{VTD - VTS}{VTD} \quad \text{o} \quad \frac{VS}{VTD}$$

FEVD normal: 40 – 60%

(Nota: al igual que con todas las mediciones en la monitorización hemodinámica, el número absoluto no es tan importante como las tendencias y los cambios en respuesta a la terapia.)

2. Objetivo de las mediciones volumétricas del VD

- Optimizar la eficacia del VD
- Optimizar la relación entre VTD y VS
 - a. En un estado eficaz, un aumento en la PRECARGA (VTD) dará lugar a un AUMENTO en el VOLUMEN SISTÓLICO (VS).
 - b. Antes de alcanzar la ZONA PLANA de la curva, un aumento de la PRECARGA (VTD) aumentará el VS, pero no causará una disminución de la fracción de eyección.
 - c. En la ZONA PLANA de la curva, un aumento ulterior de la PRECARGA (VTD) no dará como resultado un aumento del VS.

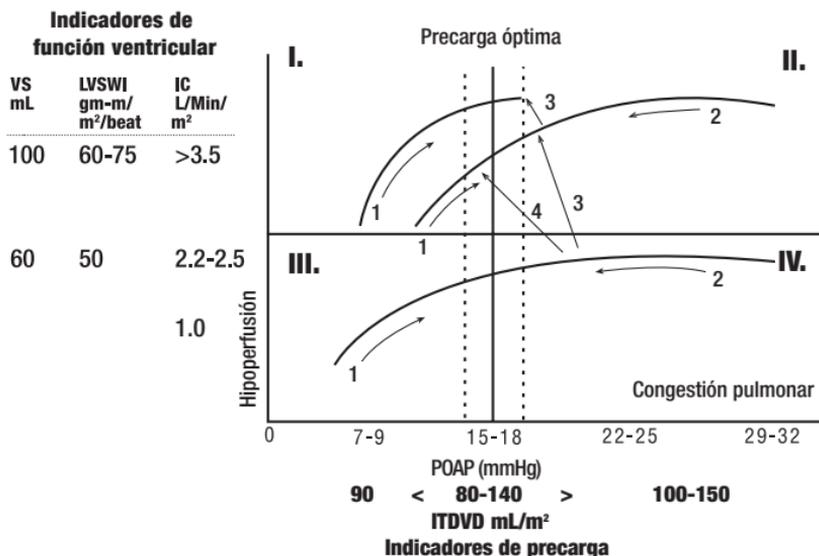


En este punto, un aumento subsiguiente del volumen puede:

- Disminuir el aporte de oxígeno
- Aumentar la demanda de oxígeno
- Disminuir la complianza ventricular izquierda

La terapia debe dirigirse a aumentar la contractilidad o a reducir la poscarga.

Curvas de función ventricular idealizadas



- I. Perfusión normal**
Sin congestión pulmonar
- II. Perfusión normal**
Congestión pulmonar
- III. Hipoperfusión**
Sin congestión pulmonar
- IV. Hipoperfusión**
Congestión pulmonar

Posibles intervenciones

- 1 = ↑ Precarga; se mueve a lo largo de la misma curva, volumen
- 2 = ↓ Precarga; se mueve a lo largo de la misma curva, diurético/venodilatador
- 3 = ↑ Contractilidad; cambia a una curva más alta, cambio mínimo en precarga, inotropo positivo
- 4 = ↓ Poscarga; cambia a una curva más alta con una precarga inferior, reductores de la poscarga, vasodilatadores

Tabla de referencia Swan-Ganz

La siguiente tabla describe la amplia gama de catéteres Swan-Ganz fabricados por Edwards Lifesciences.

	Número de modelo del catéter	Luces	Longitud (cm)	PAP/POAP	
Catéteres de tecnología avanzada – Monitorización hemodinámica continua					
CCOmbó/CEDV/VIP	777HF8	7	110	•	
CCOmbó/CEDV	774HF75	6	110	•	
CCO/CEDV	177HF75	6	110	•	
CCOmbó/VIP	746HF8	7	110	•	
CCOmbó	744HF75	6	110	•	
GCC	139HF75(P)	6	110	•	
SvO ₂	741HF75	6	110	•	
Catéteres de termodilución estándar (algunos modelos disponibles con S-Tip, T-Tip y C-Tip y diversas características de rigidez para facilitar el abordaje femoral)					
TD base	131HF7	4	110	•	
VIP	831HF75(P)	5	110	•	
VIP+	834HF75	6	110	•	
TD pediátrico	132F5	4	75	•	
TD adultos con vasos pequeños	096F6P	4	110	•	
Base TD Hi-Shore	141HF7P	4	110	•	
Base TD S-Tip	151F7	4	110	•	
CardioCath	143HTF7	5	110	•	
ControlCath punta C (sin PVC) (sin látex)	K9FC146F7	4	110	•	
ControlCath punta C (sin PVC)	C144F7	4	110	•	
ControlCath punta C (sin PVC)	S144HF7	4	110	•	
Catéteres de electroestimulación cardíaca y catéteres Paceport de termodilución (usar con modelos D98100 – sonda de electroestimulación V transluminal Chandler y/o D98500 – sonda de electroestimulación A transluminal Flex-Tip)					
Paceport	931HF75	5	110	•	
A-V Paceport	991HF8	6	110	•	
Electroestimulación TD-A, V, o electroestimulación A-V	D200HF7	4	110		
Electroestimulación bipolar (femoral)	D97130F5	1	90		
Electroestimulación bipolar	D97120F5	1	90		
Electroestimulación bipolar VIP	D97140HF5	2	100		
Catéteres de monitorización					
Monitorización luz doble	110F5	2	110	•	
	111F7	2	110	•	
	123F6P	2	110	•	
Monitorización luz triple	114F7P	4	110	•	
Monitorización luz doble pediátrico	116F4	2	60	•	
Oximetría Fr pequeño	040HF4	2	40		
Angiografía pulmonar	191F7	2	110		

Esta tabla puede utilizarse como guía de referencia rápida para elegir un catéter específico a las necesidades del paciente.

Distancia desde la punta					Introduccion recomendado		
Puerto de inyeccion proximal	Puerto de perfusion	Perfusión de VD/ Puertos PIV	SvO ₂	Continuo	Tamaño Fr	mm	
26 cm		30 cm	•	•	9	3	
26 cm			•	•	8,5 o 9	2,8 o 3	
26 cm		30 cm	•	•	8 o 8,5	2,7 o 2,8	
26 cm		30 cm	•	•	9	3	
26 cm			•	•	8,5 o 9	2,8 o 3	
26 cm		30 cm		•	8 o 8,5	2,7 o 2,8	
30 cm			•		8 o 8,5	2,7 o 2,8	
30 cm					8 o 8,5	2,7 o 2,8	
30 cm	31 cm				8,5 o 9	2,8 o 3	
30 cm	31 cm	19 cm			8,5 o 9	2,8 o 3	
15 cm					6 o 6,5	2 o 2,2	
30 cm					7 o 7,5	2,3 o 2,5	
30 cm					8 o 8,5	2,7 o 2,8	
30 cm					8 o 8,5	2,7 o 2,8	
30 cm					8 o 8,5	2,7 o 2,8	
30 cm					8,5 incluido en kit	2,8	
30 cm					7	2,3	
30 cm					7	2,3	
30 cm		19 cm			8 o 8,5	2,7 o 2,8	
30 cm	27 cm	19 cm			8,5	2,8	
30 cm					8	2,7	
					6	2	
					6	2	
		12 cm					
					7	2,3	
					7	2,3	
					6	2	
30 cm					7	2,3	
					6	2	
			•		4,5	1,5	
1,5-2,5 cm					7	2,3	

Esta tabla es sólo una referencia y no una lista exhaustiva de los catéteres. Todos los números de modelo con una "H" contienen AMC Thrombosshield, un recubrimiento antibacteriano de heparina que reduce el recuento microbiano viable en la superficie del producto durante su manipulación y colocación. Muchos catéteres están disponibles con y sin recubrimiento de heparina.

CONSTANTES DE COMPUTACIÓN DE LA SONDA TEMPERATURA DE BAÑO PARA EL GASTO CARDIACO POR TERMODILUCIÓN

Modelo de catéter Swan-Ganz	Temperatura del inyectado								
	Inyectado frío (0°-5°C)			Inyectado a temperatura ambiente (19°-22°C)			Inyectado a temperatura ambiente (23°-25°C)		
	10cc	5cc	3cc	10cc	5cc	3cc	10cc	5cc	3cc
096F6	0.547	0.259	0.144	0.582	0.280	0.161	0.608	0.305	0.180
131F7	0.542	0.247	0.132	0.578	0.274	0.154	0.595	0.287	0.165
132F5	--	0.270	0.154	--	0.292	0.170	--	0.307	0.181
141HF7	0.542	0.247	0.132	0.578	0.274	0.154	0.595	0.287	0.165
143HTF7	0.554	0.259	--	0.587	0.286	--	0.599	0.291	--
C144F7 / S144F7	0.547	0.252	0.134	0.579	0.277	0.156	0.597	0.295	0.169
C145HF6	0.547	0.252	0.134	0.579	0.277	0.156	0.597	0.295	0.169
151F7	0.542	0.247	0.132	0.578	0.274	0.154	0.595	0.287	0.165
139F75 / 177F75 744F75 / 774F75	0.564	0.257	0.143	0.582	0.277	0.156	0.594	0.283	--
746F8 / 777F8	0.550	0.256	--	0.585	0.282	--	0.600	0.292	--
831HF75	0.564	0.262	0.139	0.588	0.283	0.158	0.612	0.301	0.177
834HF75	0.564	0.257	0.143	0.582	0.277	0.156	0.607	0.294	0.170
931HF75	0.564	0.262	0.139	0.588	0.283	0.158	0.612	0.301	0.177
991HF8	0.568	0.268	0.147	--	--	--	0.616	0.302	0.176

CONSTANTES DE COMPUTACIÓN DEL EQUIPO CO-SET DE EDWARDS + SISTEMA DE INYECCIÓN CERRADO

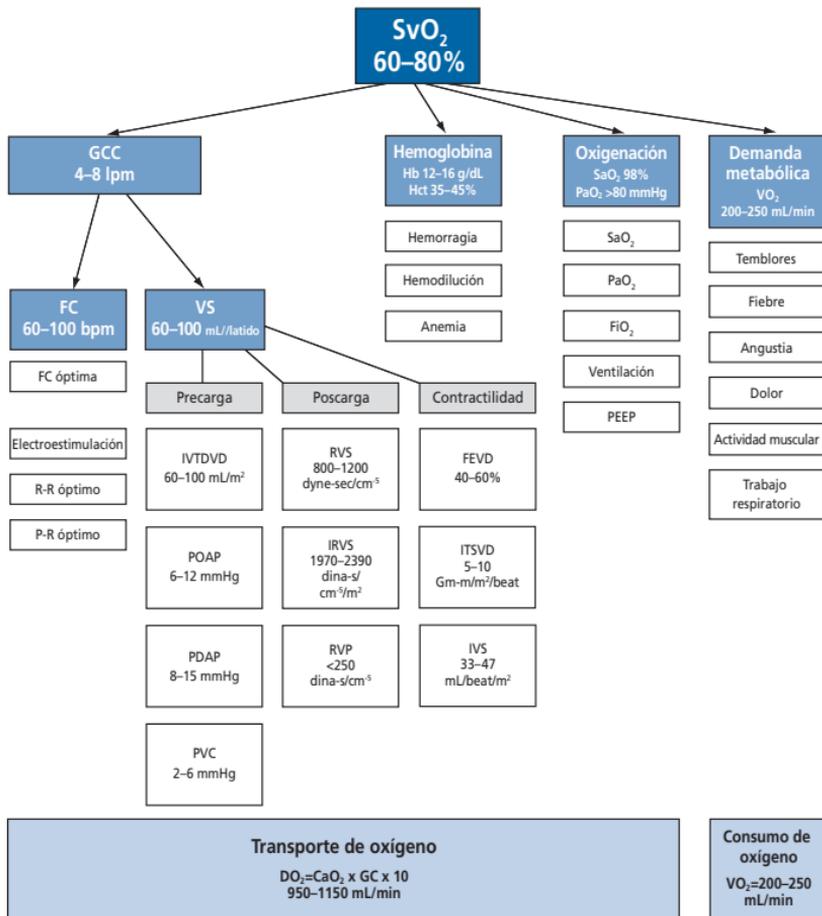
Modelo de catéter Swan-Ganz	Temperatura del inyectado			
	Inyectado frío		Inyectado a temperatura ambiente	
	10cc (6-12°C)	5cc (8-16°C)	10cc (18-25°C)	5cc (18-25°C)
096F6	0.558	0.277	0.607	0.301
131F7	0.561	0.259	0.608	0.301
132F5	--	0.285	--	0.307
141HF7	0.561	0.259	0.608	0.301
143HTF7	0.569	0.266	0.589	0.287
C144F7	0.570	0.271	0.585	0.287
C145HF6 / S145HF6	0.570	0.271	0.585	0.287
151F7	0.561	0.259	0.608	0.301
139F75 / 177F75 744F75 / 774F75	0.574	0.287	0.595	0.298
746F8 / 777F8	0.559	0.263	0.602	0.295
831HF75	0.578	0.272	0.592	0.290
834HF75	0.574	0.287	0.595	0.298
931HF75	0.578	0.272	0.592	0.290
991HF8	0.553	0.277 (8-12°C)	0.607	0.295

Referencia Rápida

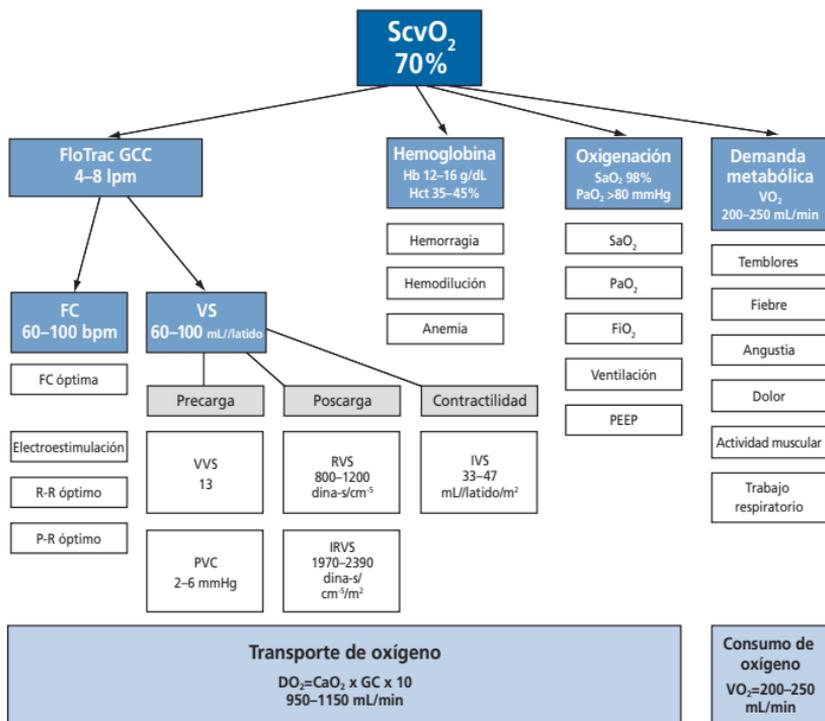
AVANCES EN CRÍTICOS
A TRAVÉS DE LA EDUCACIÓN CIENTÍFICA
DESDE 1972

Nota: los siguientes protocolos y algoritmos deben servir únicamente como referencia educativa. Edwards no respalda ni respalda ningún algoritmo o protocolo específico. Es responsabilidad del especialista o centro médico seleccionar el tratamiento más apropiado en cada caso.

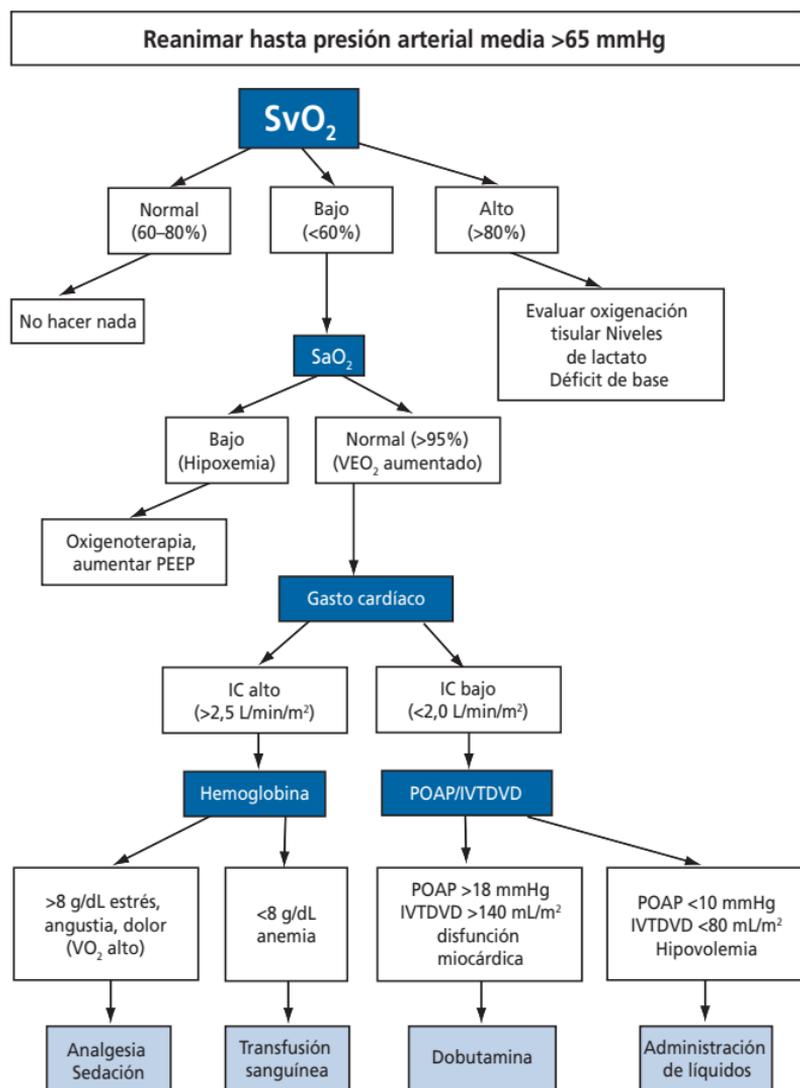
Algoritmo del catéter Swan-Ganz de tecnología avanzada



Algoritmo avanzado mínimamente invasivo

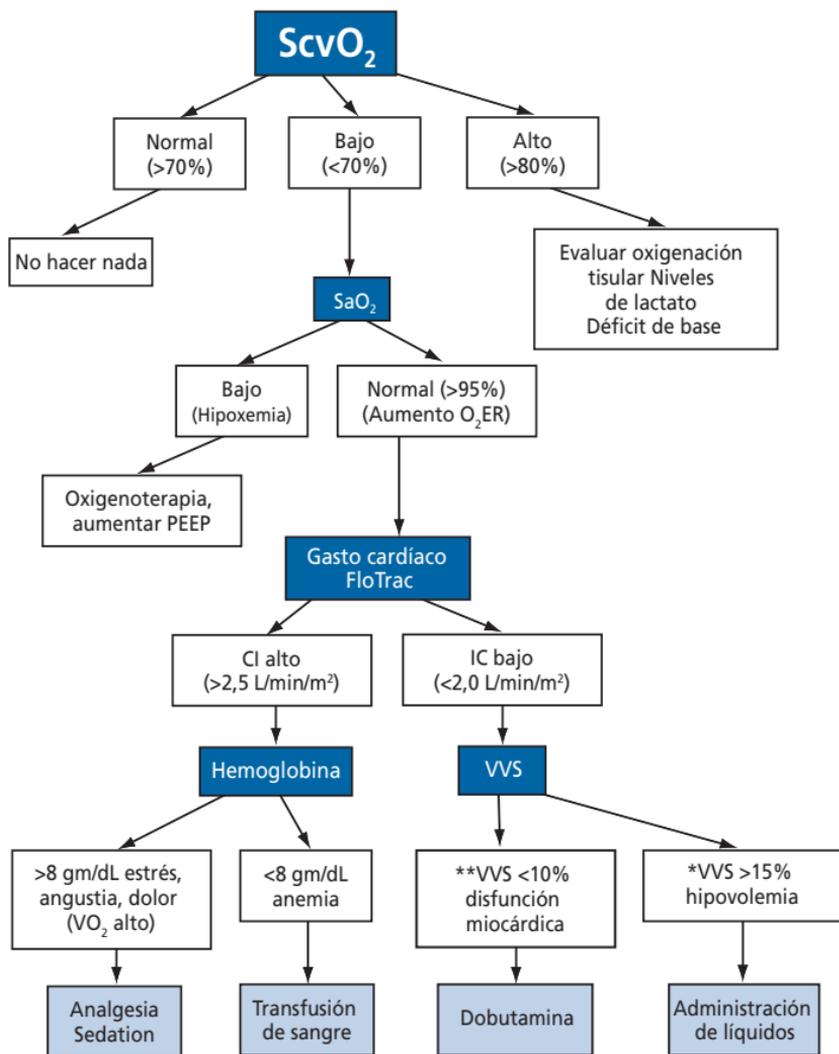


Protocolo por objetivos del catéter Swan-Ganz avanzado



Protocolo por objetivos mínimamente invasivos avanzado

Reanimar hasta presión arterial media >65 mmHg

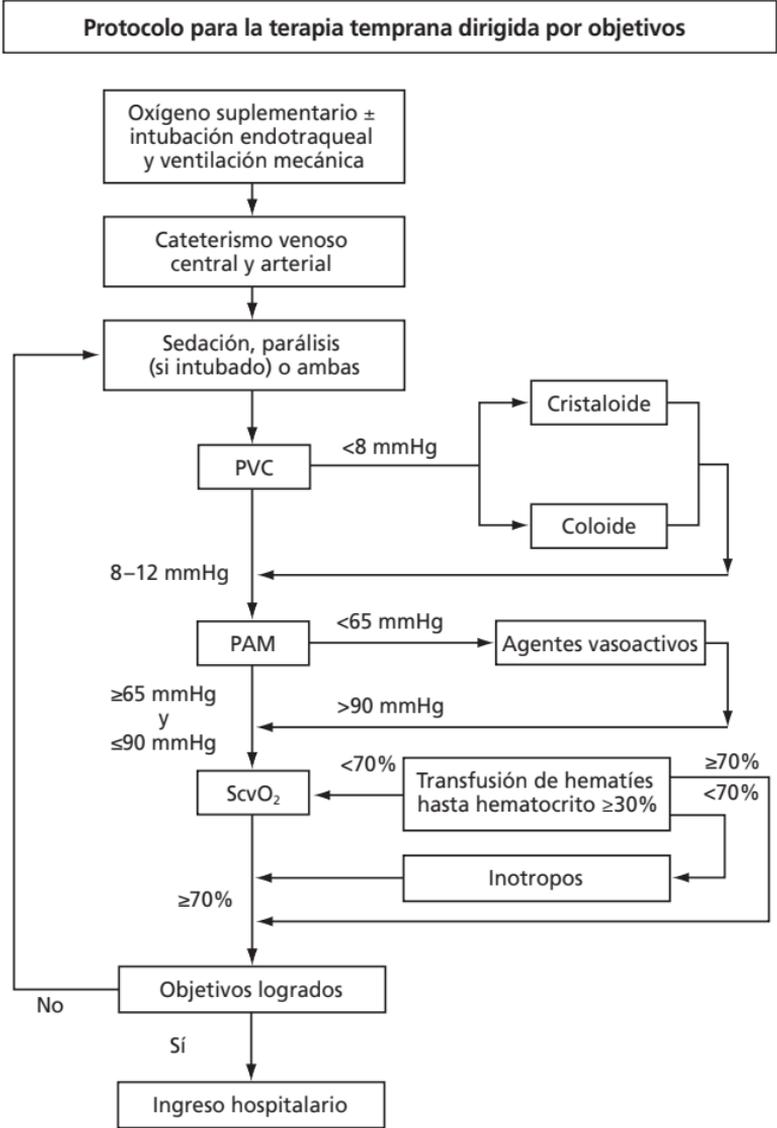


* Usado dentro de las limitaciones del VVS como guía de la reactividad a los líquidos.

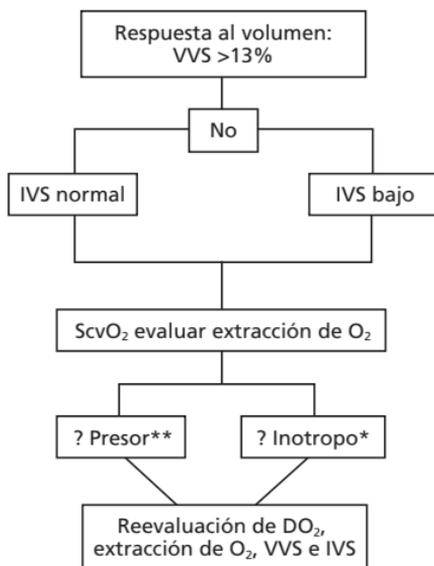
** Respuesta del gasto cardíaco a la administración de un líquido o a la elevación pasiva de las piernas cuando el VVS no puede usarse.

Modificado de Pinsky & Vincent. *Critical Care Med.* 2005;33:1119-22.

Terapia temprana dirigida por objetivos (EGDT) en el tratamiento de la sepsis o el shock séptico



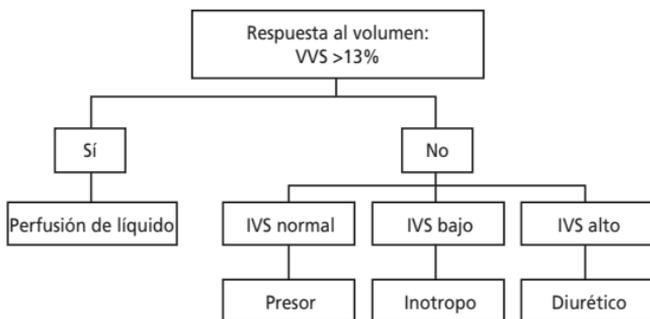
Algoritmo fisiológico con VVS, IVS y ScvO₂



* Si la extracción de O₂ es elevada, puede ser necesario un inotrópico para proporcionar soporte a la perfusión.

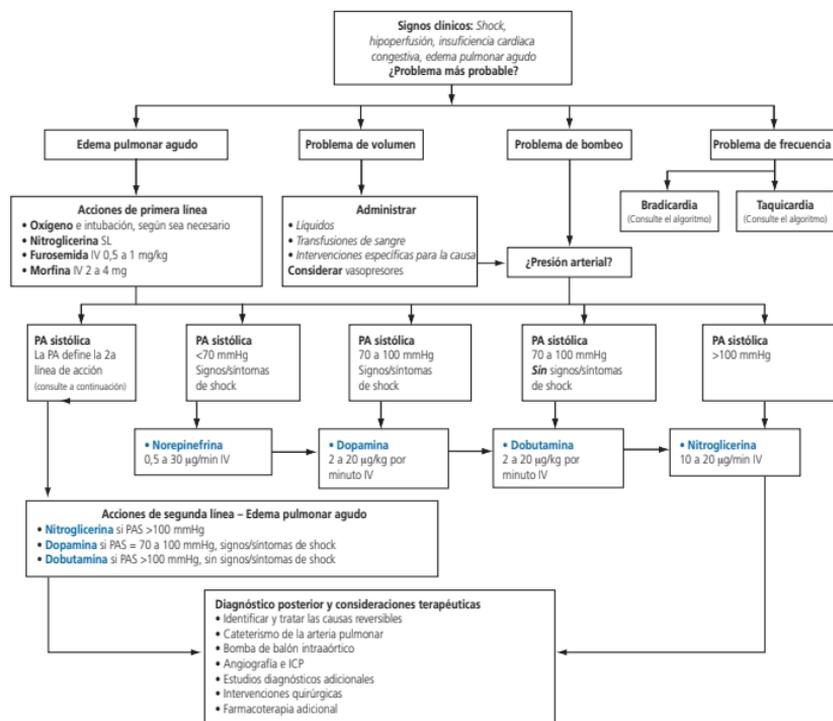
** Debido a que la perfusión de un órgano individual también puede depender de la presión arterial, una PAM objetivo > 60-65 puede requerir un vasopresor incluso cuando la extracción de O₂ es normal.

Algoritmo fisiológico con VVS y IVS

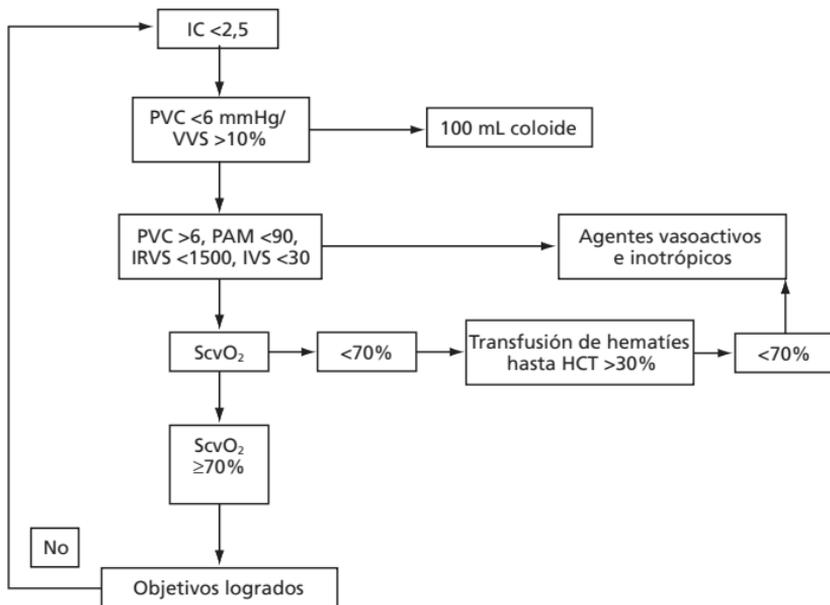


McGee, William T., Mailloux, Patrick, Jodka, Paul, Thomas, Joss: *The Pulmonary Artery Catheter in Critical Care; Seminars in Dialysis—Vol. 19, No 6, November-December 2006, pp. 480-491.*

Algoritmo para edema pulmonar agudo, hipotensión y shock



Terapia temprana dirigida por objetivos en pacientes de cirugía cardíaca con riesgo moderado o grave



Perfiles hemodinámicos típicos en diversos estados agudos

Estado	FC	PAM	GC/IC	PVC/PAD	PAP/POAP	Notas
Insuficiencia ventricular izquierda	↑	↓	↓	↑	↑	
Edema pulmonar (cardiogeno)	↑	N, ↓	↓	↑	↑ POAP > 25 mmHg	
Embolia pulmonar masiva	↑	↓	↓	↑ N	↑ DAP > POAP en > 5 mmHg	↑ RVP
Comunicación interventricular aguda	↑	↓	↓	↑	↑ Ondas "v" gigantes en trazado PAOP	Ajuste de O ₂ observado en SvO ₂
Insuficiencia mitral aguda	↑	↓	↓	↑	↑ Ondas "v" gigantes en trazado PAOP	Ajuste de O ₂ no observado en SvO ₂
Taponamiento cardíaco	↑	↓	↓	↑	↑ PVC, DAP y POAP igualadas	↓ IVTDVD
Insuficiencia ventricular derecha	↑, V	↓, V	↓	↑	PAP ↑, POAP N/↓	↑ IVTDVD
Shock hipovolémico	↑	↓	↓	↓	↓	↑ Extracción de oxígeno ↑ RVS
Shock cardiogeno	↑	↓	↓	N, ↑	↑	↑ Extracción de oxígeno ↑ RVS
Shock séptico	↑	↓	↓	↓, N	↓, N	Cambios de RVS, ↓ extracción de oxígeno ↓ RVS

Tablas, clasificaciones, escalas y sistemas

CLASIFICACIÓN DE CARDIOPATÍAS DE LA NEW YORK HEART ASSOCIATION

Clase	Evaluación subjetiva
I	Gasto cardíaco normal sin congestión sistémica o pulmonar; asintomático en reposo y durante esfuerzos pronunciados
II	Gasto cardíaco normal mantenido con un aumento moderado de la congestión sistémica y pulmonar; sintomático durante los esfuerzos
III	Gasto cardíaco normal mantenido con un marcado aumento de la congestión sistémica y pulmonar; sintomático durante los esfuerzos leves
IV	Gasto cardíaco reducido en reposo con un marcado aumento de la congestión sistémica y pulmonar; sintomático en reposo

CLASIFICACIÓN DE FORRESTER DE SUBCONJUNTOS HEMODINÁMICOS DE INFARTO AGUDO DE MIOCARDIO

Descripción clínica del subconjunto	Índice cardíaco L/min/m ²	POAP mmHg	Terapia
I Sin fallo	2.7 ± 0.5	12 ± 7	Sedar
II Congestión pulmonar aislada	2.3 ± 0.4	23 ± 5	TA normal: diuréticos ↑ PA: vasodilatadores
III Hipoperfusión periférica aislada	1.9 ± 0.4	12 ± 5	↑ FC: Añadir volumen ↓ FC: Electroestimulación
IV Congestión pulmonar e hipoperfusión	1.6 ± 0.6	27 ± 8	↓ PA: inotropos PA normal: vasodilatadores

ESCALA DE COMA DE GLASGOW

Función neurológica		Puntos
Apertura de los ojos	Espontánea	4
	Al sonido	3
	Al dolor	2
	Nunca	1
Mejor respuesta motora	Obedece órdenes	6
	Localiza el dolor	5
	Flexión (retirada)	4
	Flexión (anómala)	3
	Extensión	2
	Ninguna (flacidez)	1
Mejor respuesta verbal	Orientada	5
	Conversación confusa	4
	Palabras inapropiadas	3
	Sonidos incomprensibles	2
	Ninguna	1

TABLA ATLS

Requisitos estimados de líquidos y sangre en un varón de 70 kg PRESENTACIONES INICIALES				
	Clase I	Clase II	Clase III	Clase IV
Pérdida de sangre (mL)	<750	750–1500	1500–2000	>2000
Pérdida de sangre (% volumen sanguíneo)	<15%	15%–30%	30%–40%	>40%
Frecuencia del pulso (lpm)	<100	>100	>120	>140
Presión arterial	Normal	Normal	Reducida	Reducida
Presión diferencial (mmHg)	Normal o aumentada	Reducida	Reducida	Reducida
Frecuencia respiratoria	14–20	20–30	30–40	>35
Diuresis (mL/h)	30 o más	20–30	5–15	Despreciable
SNC - Estado mental	Ligeramente inquieto	Moderadamente inquieto	Inquieto y confuso	Confuso y letárgico
Sustitución de líquidos	Cristaloide	Cristaloide	Cristaloide + sangre	Cristaloide + sangre

TABLA DE DIRECTRICES PARA LA ADMINISTRACIÓN DE LÍQUIDOS

VALORES BASALES		
POAP* mmHg	Volumen de administración Cantidad/10 minutos	PVC* mmHg
<12 mmHg	200 mL o 20 cc/minuto	<6 mmHg
12–16–18 mmHg	100 mL o 10 cc/minuto	6–10 mmHg
>16–18 mmHg	50 mL o 5 cc/minuto	>10 mmHg

- Realizar un nuevo perfil al final del periodo de 10 minutos o de la administración de líquidos
- Interrumpir la administración si POAP aumenta >7 mmHg o PVC aumenta >4 mmHg
- Repetir la administración si POAP aumenta <3 mmHg o PVC aumenta <2 mmHg
- Observar al paciente durante 10 minutos y realice un nuevo perfil si POAP aumenta >3 mmHg, pero <7 mmHg, o PVC aumenta >2 mmHg o <4 mmHg
- Observar IVS e IVTDVD si están disponibles los valores de volumen del VD
- Interrumpir la administración si: IVS no aumenta en al menos un 10% e IVTDVD aumenta en un 25% o IVTDVD es >140 mL/m² y POAP aumenta >7 mmHg

Directrices sobre el valor IVTDVD basal opcional:

- Si IVTDVD <90 mL/m² o rango medio 90-140 mL/m², administrar líquidos
- Si IVTDVD >140 mL/m², no administrar líquidos

* Las referencias difieren en los rangos POAP y PVC

	Rango anómalo alto				Rango anómalo bajo				
	+4	+3	+2	+1	0	+1	+2	+3	+4
Temperatura-rectal (°C)	≥41°	39–40.9°		38.5°–38.9°	36°–38.4°	34°–35.9°	32°–33.9°	30°–31.9°	≤29.9°
Presión arterial media - mmHg	≥160	130–159	110–129		70–109		50–69		≤49
Frecuencia cardíaca (respuesta ventricular)	≥180	140–179	110–139		70–109		55–69	40–54	≤39
Frecuencia respiratoria (no ventilada o ventilada)	≥50	35–49		25–34	12–24	10–11	6–9		≤5
Oxigenación A-aDO ₂ o PaO ₂ (mmHg) a. FIO ₂ ≥0,5 registrar A-aDO ₂ b. FIO ₂ ≥0,5 registrar sólo PaO ₂	≥500	350-499	200-349		<200 PO ₂ >7	PO ₂ 61-70		PO ₂ 55-60	PO ₂ <55
pH arterial	≥7.7	7.6–7.69		7.5–7.59	7.33–7.49		7.25–7.32	7.15–7.24	<7.15
Sodio sérico (mMol/L)	≥180	160–179	155–159	150–154	130–149		120–129	111–119	≤110
Potasio sérico (mMol/L)	≥7	6–6.9		5.5–5.9	3.5–5.4	3–3.4	2.5–2.9		<2.5
Creatinina sérica (mg/100 mL) (Índice de puntuación doble para insuficiencia renal aguda)	≥3.5	2–3.4	1.5–1.9		0.6–1.4		<0.6		
Hematocrito (%)	≥60		50–59.9	46–49.9	30–45.9		20–29.9		<20
Recuento de leucocitos (total/ mm³) (en millares)	≥40		20–39.9	15–19.9	3–14.9		1–2.9		<1
Índice de escala de coma de Glasgow (GCS) = 15 menos GCS real									

A. Índice fisiológico agudo (IFA):

Suma de los 12 puntos de las variables individuales de la tabla anterior.

HCO₃ en suero (venoso-mMol/L) [No preferido, usar si no hay gases arteriales]	≥52	41–51.9		32–40.9	22–31.9		18–21.9	15–17.9	<15
---	-----	---------	--	---------	---------	--	---------	---------	-----

B. Puntos por edad:

Asigne puntos a la edad tal como se muestra en la tabla de la derecha:

Edad (años)	Puntos
≤44	0
45-54	2
55-64	3
65-74	5
≥75	6

C. Puntos por salud crónica:

Si el paciente tiene antecedentes de insuficiencia grave de algún sistema orgánico o de inmunodeficiencia, asigne puntos de la siguiente manera:

- para pacientes no quirúrgico o pacientes de posoperatorio de urgencia - 5 puntos
o
- para pacientes de posoperatorio electivo - 2 puntos

Definiciones

La insuficiencia orgánica o el estado de inmunodepresión debe haber sido evidente antes del ingreso hospitalario y conforme a los siguientes criterios:

Hepática: Cirrosis confirmada por biopsia e hipertensión portal documentada, episodios previos de hemorragia digestiva alta atribuibles a hipertensión portal o episodios previos de fallo hepático/encefalopatía/coma.

Cardiovascular: Clase IV de la New York Heart Association.

Respiratoria: Enfermedad crónica restrictiva, obstructiva o vascular con incapacidad grave para el ejercicio (por ejemplo, incapaz de subir escaleras o de realizar tareas domésticas) o hipoxia crónica documentada, hipercapnia, policitemia secundaria, hipertensión pulmonar grave (>40 mm Hg) o dependencia respiratoria.

Renal: En tratamiento con diálisis crónica.

Inmunodeficiencia: Inmunosupresión, quimioterapia, radiación, corticoides a largo plazo o en dosis elevada reciente o presencia de una enfermedad lo suficientemente avanzada para suprimir la resistencia a las infecciones, como, por ejemplo, leucemia, linfoma, SIDA.

Puntuación APACHE II

Suma de A + B + C

A. Puntos IFA

B. Puntos de edad

C. Puntos de salud crónica

Total Apache II

Guías del ACC/AHA 2004 para los catéteres de arteria pulmonar y la monitorización de la presión arterial

Recomendaciones para la monitorización mediante catéter de arteria pulmonar:

Clase I

1. La monitorización mediante catéter de arteria pulmonar debe llevarse a cabo en los siguientes casos:
 - a. Hipotensión progresiva, cuando no existe respuesta a la administración de líquidos o cuando ésta puede estar contraindicada
 - b. Presuntas complicaciones mecánicas de un IM con elevación del ST (por ejemplo, rotura del SIV, del músculo papilar o de la pared libre con taponamiento pericárdico) si no se ha llevado a cabo una ecocardiografía

Clase IIa

1. La monitorización mediante catéter de arteria pulmonar puede resultar útil en los siguientes casos:
 - a. Hipotensión en pacientes sin congestión pulmonar que no han respondido a una prueba inicial de administración de líquidos
 - b. Shock cardiogénico
 - c. ICC grave o progresiva o edema pulmonar sin respuesta rápida a la terapia
 - d. Signos persistentes de hipoperfusión sin hipotensión ni congestión pulmonar
 - e. Pacientes que reciben agentes vasopresores/inotropos

Clase III

1. La monitorización mediante catéter de arteria pulmonar no se recomienda en pacientes con IM con elevación del ST sin datos de inestabilidad hemodinámica o compromiso respiratorio.

Recomendaciones para la monitorización de la presión intra arterial:

Clase I

1. La monitorización de la presión intra arterial debe llevarse a cabo en los siguientes casos:
 - a. Pacientes con hipotensión grave (presión arterial sistólica menor de 80 mmHg)
 - b. Pacientes tratados con agentes vasopresores/inotropos
 - c. Shock cardíogeno

Clase II

1. La monitorización de la presión intra arterial puede resultar útil en los pacientes tratados con nitroprusiato sódico intravenoso u otros potentes vasodilatadores.

Clase IIb

1. La monitorización de la presión intra arterial podría considerarse en los pacientes tratados con inotropos intravenosos.

Clase III

1. La monitorización de la presión intra arterial no se recomienda en los pacientes con IM con elevación del ST sin congestión pulmonar y con perfusión tisular adecuada sin el uso de medidas de apoyo circulatorio.

Parámetros hemodinámicos y valores de laboratorio normales

PARÁMETROS HEMODINÁMICOS NORMALES – ADULTO

Parámetro	Ecuación	Rango normal
Presión arterial (PA)	Sistólica (PAS) Diastólica (PAD)	100–140 mmHg 60–90 mmHg
Presión arterial media (PAM)	$PAS + (2 \times PAD)/3$	70–105 mmHg
Presión auricular derecha (PAD)		2–6 mmHg
Presión ventricular derecha (PVD)	Sistólica (PSVD) Diastólica (PDVD)	15–30 mmHg 2–8 mmHg
Presión arterial pulmonar (PAP)	Sistólica (PSAP) Diastólica (PDAP)	15–30 mmHg 8–15 mmHg
Presión arterial pulmonar media (PAPM)	$PSAP + (2 \times PDAP)/3$	9–18 mmHg
Presión de oclusión de la arteria pulmonar (POAP)		6–12 mmHg
Presión auricular izquierda (PAI)		4–12 mmHg
Gasto cardiaco (GC)	$FC \times VS/1000$	4,0–8,0 L/min
Índice cardiaco (IC)	GC/ASC	2,5–4,0 L/min/m ²
Volumen sistólico (VS)	$GC/FC \times 1000$	60–100 mL/latido
Índice de volumen sistólico (IVS)	$IC/FC \times 1000$	33–47 mL/m ² /latido
Variación del volumen sistólico (VVS)	$VS_{m\acute{a}x} - VS_{m\acute{i}n} / VS_{medio} \times 100$	10–15%
Resistencia vascular sistémica (RVS)	$80 \times (PAM - PAD) / GC$	800–1200 dinas-s/cm ⁵
Índice de resistencia vascular sistémica (IRVS)	$80 \times (PAM - PAD) / IC$	1970–2390 dinas-s/cm ⁵ /m ²
Resistencia vascular pulmonar (RVP)	$80 \times (PMAP - POAP) / GC$	<250 dinas-s/cm ⁵
Índice de resistencia vascular pulmonar (IRVP)	$80 \times (PMAP - POAP) / IC$	255–285 dinas-s/cm ⁵ /m ²
Trabajo sistólico del ventrículo izquierdo (TSVI)	$IS \times PAM \times 0,0144$	8–10 g/m/m ²
Índice de trabajo sistólico del ventrículo izquierdo (ITSVI)	$IVS \times (PAM - POAP) \times 0,0136$	50–62 g/m ² /latido
Trabajo sistólico del ventrículo derecho (TSVD)	$IS \times PAM \times 0,0144$	51–61 g/m/m ²
Índice de trabajo sistólico del ventrículo derecho (ITSVD)	$IVS \times (PAPM - PVC) \times 0,0136$	5–10 g/m ² /latido
Presión de perfusión de las arterias coronarias (PPC)	PA diastólica–POAP	60–80 mmHg
Volumen telediastólico del VD (VTDVD)	VS/FE	100–160 mL
Índice de volumen telediastólico del VD (IVTDVD)	$VTDVD/ASC$	60–100 mL/m ²
Volumen telesistólico del VD (VTSVD)	$VTD - VS$	50–100 mL
Fracción de eyección del VD (FEVD)	$VS/NTD \times 100$	40–60%

PARÁMETROS DE OXÍGENO – ADULTO

Parámetro	Ecuación	Rango normal
Presión parcial arterial de oxígeno (PaO ₂)		75–100 mmHg
Presión parcial arterial de CO ₂ (PaCO ₂)		35–45 mmHg
Bicarbonato (HCO ₃)		22–26 mEq/L
pH		7.34–7.44
Saturación de oxígeno arterial (SaO ₂)		95–100%
Saturación venosa mixta (SvO ₂)		60–80%
Saturación venosa central de oxígeno (ScvO ₂)		70%
Contenido arterial de oxígeno (CaO ₂)	$(0,0138 \times \text{Hb} \times \text{SaO}_2) + 0,0031 \times \text{PaO}_2$	16–22 mL/dL
Contenido venoso de oxígeno (CvO ₂)	$(0,0138 \times \text{Hb} \times \text{SvO}_2) + 0,0031 \times \text{PvO}_2$	15 mL/dL
Diferencia de contenido de oxígeno A-V (C(a-v)O ₂)	$\text{CaO}_2 - \text{CvO}_2$	4–6 mL/dL
Aporte de oxígeno (DO ₂)	$\text{CaO}_2 \times \text{GC} \times 10$	950–1150 mL/min
Índice de aporte de oxígeno (DO ₂ I)	$\text{CaO}_2 \times \text{IC} \times 10$	500–600 mL/min/m ²
Consumo de oxígeno (VO ₂)	$\text{C(a-v)O}_2 \times \text{GC} \times 10$	200–250 mL/min
Índice de consumo de oxígeno (VO ₂ I)	$\text{C(a-v)O}_2 \times \text{IC} \times 10$	120–160 mL/min/m ²
Relación de extracción de oxígeno (O ₂ RE)	$(\text{CaO}_2 - \text{CvO}_2) / \text{CaO}_2 \times 100$	22–30%
Índice de extracción de oxígeno (O ₂ E)	$(\text{SaO}_2 - \text{SvO}_2) / \text{SaO}_2 \times 100$	20–25%

VALORES HEMATOLÓGICOS NORMALES

Prueba	Unidades convencionales (Valores de referencia*)	Unidades del SI
<i>Bioquímica</i>		
Sodio (Na)	135–145 mEq/L	135–145 mmol/L
Potasio (K)	3,5–5,0 mEq/L	3,5–5,0 mmol/L
Cloruro (Cl)	100–108 mEq/L	100–108 mmol/L
Dióxido de carbono (CO ₂)	22–26 mEq/L	22–26 mmol/L
Glucosa	70–100 mg/dL	3,9–6,1 mmol/L
Nitrógeno ureico sanguíneo (NUS)	8–20 mg/dL	2,9–7,5 mmol/L
Creatina cinasa (CK)	Hombres: 55–170 U/L Mujeres: 30–135 U/L	Hombres: 0.94–2.89 μ kat/L Mujeres: 0.51–2.3 μ kat/L
Creatinina	0,6–1,2 mg/dL	53–115 μ mol/L
Calcio (Ca)	8,2–10,2 mEq/L	2,05–2,54 mmol/L
Magnesio (Mg)	1,3–2,1 mg/dL	0,65–1,05 mmol/L
Bilirrubina (directa/indirecta)	<0,5–1,1 mg/dL	<6,8–19 mol/L
Amilasa	25–85 U/L	0,39–1,45 kat/L
Lípasa	<160 U/L	<2,72 kat
Desequilibrio aniónico	8–14 mEq/L	8–14 mmol/L
Lactato	0,93–1,65 mEq/L	0,93–1,65 mmol/L
Alanina aminotransferasa (ALT, GPT)	8–50 U/L	0,14–0,85 kat/L
Aspartato aminotransferasa (AST, GOT)	7–46 U/L	0,12–0,78 kat/L
<i>Hematología</i>		
Hematíes	Hombres: 4,5–5,5 millones/L Mujeres: 4–5 millones/L	4,5–5,5 x 10 ¹² /L 4–5 x 10 ¹² /L
Leucocitos (LEU)	4.000–10.000/L	4–10 x 10 ⁹ /L
Hemoglobina (Hb)	Hombres: 12,4–17,4 g/dL Mujeres: 11,7–16 g/dL	124–174 g/L 117–160 g/L
Hematocrito (Hct)	Hombres: 42%–52% Mujeres: 36%–48%	0.42–0.52 0.36–0.48

VALORES HEMATOLÓGICOS NORMALES [CONT.]

Prueba	Unidades convencionales (Valores de referencia*)	Unidades del SI
<i>Estudios de lípidos/lipoproteínas</i>		
Colesterol total: Rango deseable	Hombres: <205 mg/dL Mujeres: <190 mg/dL	<5,3 mmol/L <4,9 mmol/L
Colesterol LDL: Rango deseable	<130 mg/dL	<3,36 mmol/L
Colesterol HDL: Rango deseable	Hombres: 37–70 mg/dL Mujeres: 40–85 mg/dL	0,96–1,8 mmol/L 1,03–2,2 mmol/L
Triglicéridos	Hombres: 44–180 mg/dL Mujeres: 11–190 mg/dL	0,44–2,01 mmol/L 0,11–2,21 mmol/L
<i>Pruebas de coagulación</i>		
Recuento plaquetario	150.000–400.000/mm ³	
Tiempo de protrombina (TP)	10–13 s	
Índice internacional normalizado (INR)	2,0–3,0 para pacientes en tratamiento con warfarina; 2,5–3,5 para pacientes con válvulas cardíacas mecánicas protésicas	
Tiempo de trombina en plasma (TTP)	60–70 s	
Tiempo de tromboplastina parcial activada (TTPA)	35–45 s	
Tiempo de coagulación activado (TCA)	107 ± 13 s	
Producto de división de la fibrina (PDF)	<10 mg/mL	<10 mg/L
D-dímero	Neg. o <250 mg/L	
Fibrinógeno	200–400 mg/dL	2–4 g/L

Unidades SI = Unidades internacionales

*Los valores de referencia varían con las técnicas y métodos del laboratorio local.

VALORES HEMATOLÓGICOS NORMALES [CONT.]

Prueba	Unidades convencionales (Valores de referencia*)	Unidades del SI
<i>Biomarcadores cardíacos</i>		
Creatina cinasa (CK)	Hombres: 55–170 U/L Mujeres: 30–135 U/L	0,94–2,89 mkat/L 0,51–2,3 mkat/L
Isoenzimas CK: CK-MM (músculo) CK-MB (miocárdica) Con IAM CK-MB: Inicio: 4–6 horas Pico: 12–24 horas Duración: 2 días	95–100% 0–5%	
Troponina I Con IAM: Inicio: 4–6 horas Pico: 10–24 horas Duración: 7–10 días	0–0,2 ng/mL	
Mioglobina Con IAM: Inicio: 2-4 horas Pico: 8-12 horas Duración: 24–30 days	Hombres: 20–90 ng/mL Mujeres: 10–75 ng/mL	
<i>Otras pruebas cardíacas</i>		
Proteína C reactiva de alta sensibilidad (PCR-as)	Bajo: <1,0 mg/L Promedio: 1,0–3,0 mg/L Alto: >3,0 mg/L	
Péptido natriurético tipo B (BNP)	<100 pg/mL	

Unidades SI = Unidades internacionales

*Los valores de referencia varían con las técnicas y métodos del laboratorio local.

Referencias

AVANCES EN CRÍTICOS
A TRAVÉS DE LA EDUCACIÓN CIENTÍFICA
DESDE 1972

Referencias

ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA

- Alsopach JG. Core curriculum for critical care nursing. 6th ed. St. Louis: Saunders Elsevier; 2006.
- Braunwald E. Heart disease: a textbook of cardiovascular medicine. 7th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2005.
- Dantzker DR, Scharf SM. Cardiopulmonary Critical Care. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1998.
- Darovic GO. Hemodynamic monitoring: invasive and noninvasive clinical application. 3rd ed. Philadelphia: Saunders; 2002.
- Fink MP, Abraham E, Vincent JL, Kochanek PM. Textbook of critical care. 5th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2005.
- Guyton AC, Hall JE. Textbook of medical physiology. 11th ed. Philadelphia: Elsevier Inc.; 2006.
- Headley JM. Strategies to optimize the cardiorespiratory status of the critically ill. AACN Clinical Issues in Critical Care Nursing. 1995;6(1):121-134.
- Headley JM, Diethorn ML. Right ventricular volumetric monitoring. AACN Clinical Issue. 1993;4(1):120-133.
- McGee WT, Jodka P: Oxygen transport and tissue oxygenation. In: Higgins TL, Steingrub JS, Kacmarek RM, Stoller JK. Cardiopulmonary Critical Care. BIOS Scientific Publishers, Ltd. Oxford UK; 2002. pp. 35-46.
- McGee WT, Veremakis C, Wilson GL. Clinical importance of tissue oxygenation and use of the mixed venous blood gas. Res Medica. 1988;4(2):15-24.
- Perret C, Tagan D, Feihl F, Marini JJ. The pulmonary artery catheter in critical care. Cambridge: Blackwell Science Inc.; 1996.
- Thelan LA, Davie JK, Urden LD, Lough ME. Critical care nursing: diagnosis and management. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1994.
- Woods SL, Froelicher ESS, Motzer SU, Bridges EJ. Cardiac nursing. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.

MONITORIZACIÓN BÁSICA

Pressure Monitoring

- Civetta JM, Taylor RW, Kirby RR. Critical care. 2nd ed. Philadelphia: J.B. Lippincott; 2002.
- Daily EK, Schroeder JS. Techniques in bedside hemodynamic monitoring. 5th ed. St. Louis: Mosby; 1994.
- Darovic, GO. Hemodynamic monitoring: invasive and noninvasive clinical application. 3rd ed. Philadelphia: Saunders; 2002.
- Fawcett J. Hemodynamic Monitoring Made Easy. 1st ed. Baillere Tindall; 2005. 240p.
- Headley, JM. Advanced Monitoring of Critical Functions. Springhouse Corporation; 1994. Chapter 3, Techniques of Pressure Monitoring.
- Headley, JM. Advanced Monitoring of Critical Functions. Springhouse Corporation; 1994. Chapter 5, Monitoring Pulmonary Artery and Central Venous Pressures.

Imperial-Perez F, McRae M, Gawlinski A, Keckeisen M, Jesurum J. AACN protocols for practice: Hemodynamic Monitoring. 1998.

Mims BC, Toto KH, Luecke LE, Roberts MK, Brock JD, Tyner TE. Critical care skills: a clinical handbook. 2nd ed. St. Louis: Saunders; 2004.

Woods SL, Froelicher ESS, Motzer SU, Bridges EJ. Cardiac nursing. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.

Central Venous Access

Ayres SM, Grenvik A, Holbrook PR, Shoemaker WC. Textbook of critical care. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders; 1995.

Baranowski L. Central venous access devices: current technologies, uses and management strategies. J Intravenous Nurs. 1993;16:167-194.

Calkins DR, et al. 5 million lives campaign. Getting started kit: prevent central line infections how-to guide. Cambridge, MA: Institute for Healthcare Improvement; 2008.

Darouiche RO, Raad I, Heard J, Thornby JI, Wenker OC, Gabrielli A, et al. A comparison of two antimicrobial-impregnated central venous catheters. Catheter Study Group. N Engl J Med. 1999;340(1):1-8.

Hanna H, Bahna P, Reitzel R, Dvorak T, et al. Comparative *in vitro* efficacies and antimicrobial durabilities of novel antimicrobial central venous catheters. Amer Society Microbiology. 2006;50(10):3283-3288.

Haxhe JJ, D'Hoore W. A meta-analysis dealing with the effectiveness of chlorhexidine and silver sulfadiazine impregnated central venous catheters. J Hosp Infect. 1998;40(2):166-168.

Kaplan JA. Cardiac anesthesia. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders; 1993.

Laster J, Silver D. Heparin-coated catheters and heparin-induced thrombocytopenia. J Vasc Surg. 1988;7(5):667-672.

Maki DG, Stolz SM, Wheeler S. Prevention of central venous catheter-related bloodstream infection by use of an antiseptic-impregnated catheter. A randomized, controlled trial. Ann Intern Med. 1997;127(4):3257-266.

Maschke SP, Rogove HJ. Cardiac tamponade associated with a multi-lumen central venous catheter. Crit Care Med. 1984;12(7):611-613.

McGee WT, Mallory DL. Cannulation of the internal and external jugular veins. In: Kirby RR, Taylor RW. Problems in Critical Care. Philadelphia: JP Lippincott Co; 1988. pp. 217-241.

McGee WT, Steingrub JS, Higgins TL. Techniques of vascular access for invasive hemodynamic monitoring. In: Higgins TL, Steingrub JS, Kacmarek RM, Stoller JK. Cardiopulmonary Critical Care. Oxford UK: BIOS Scientific Publishers; 2002. pp. 381-399.

Mermel L, Stolz S, Maki D. Surface antimicrobial activity of heparin-bonded and antiseptic-impregnated vascular catheters. J Infect Dis. 1993;167:920-924.

NICE: Guidance on the use of ultrasound locating devices for placing central venous catheters. National Institute for Clinical Excellence. Tech Appraisal No. 49.

O'Grady NP, Alexander M, Dellinger EP, et al. Guidelines for the prevention of intravascular catheter-related infections. MMWR. 2002;51(RR-10):1-29.

Pemberton LB, Ross V, Cuddy P, et al. No difference in catheter sepsis between standard and antiseptic central venous catheters. A prospective randomized trial. Arch Surg. 1996;131(9):986-989.

Raad II. Vascular catheters impregnated with antimicrobial agents: present knowledge and future direction. *Infect Control Hosp Epidemiol.* 1997;18(4):227-229.

Randolph AG, Cook DJ, Gonzales CA, Andrew M. Benefit of heparin in central venous and pulmonary artery catheters. *CHEST.* 1998;113:165-71.

Russell LM, Weinstein RA. Antimicrobial-coated central venous catheters—icing on the cake or the staff of life? *Crit Care Med.* 1998;26(2):195-196.

Veenstra DL, Saint S, Saha S, et al. Efficacy of antiseptic-impregnated central venous catheters in preventing catheter-related bloodstream infection: a meta-analysis. *JAMA.* 1999;281(3):261-267.

MONITORIZACIÓN MÍNIMAMENTE INVASIVA AVANZADA

FloTrac

Biais M, Nouette-Gaulain K, Cottenceau V, Revel P, Sztark F. Uncalibrated pulse contour-derived stroke volume variation predicts fluid responsiveness in mechanically ventilated patients undergoing liver transplantation. *Br J Anaesth.* 2008 Dec; 101(6):761-8. Epub 2008 Oct 12.

Button D, Weibel L, Reuthebuch O, Genoni M, Zollinger A, Hofer CK. Clinical evaluation of the FloTrac/Vigileo system and two established continuous cardiac output monitoring devices in patients undergoing cardiac surgery. *Br J Anaesth.* 2007 Sep; 99(3):329-36. Epub 2007 Jul 12.

Collange O, Xavier L, Kuntzman H, Calon B, Schaeffer R, Pottecher T, Diemunsch P, Pessaux P. FloTrac for monitoring arterial pressure and cardiac output during phaeochromocytoma surgery. *Eur J Anaesthesiol.* 2008 Sep; 25(9):779-80. Epub 2008 May 14.

Headley, JM. Arterial Pressure Based Technologies: A New Trend in Cardiac Output Monitoring. *Critical Care Nursing Clinics of North America.* Elsevier Saunders; 2006.

Hofer CK, Senn A, Weibel L, Zollinger A. Assessment of stroke volume variation for prediction of fluid responsiveness using the modified FloTrac and PiCCOplus system. *Crit Care.* 2008; 12(3):R82. Epub 2008 Jun 20.

Kobayashi M, Ko M, Kimura T, Meguro E, Hayakawa Y, Irinoda T, Takagane A. Perioperative monitoring of fluid responsiveness after esophageal surgery using stroke volume variation. *Expert Rev Med Devices.* 2008 May; 5(3):311-6.

Manecke GR. Edwards FloTrac sensor and Vigileo monitor: easy, accurate, reliable cardiac output assessment using the arterial pulse wave. *Expert Rev Med Devices.* 2005 Sep; 2(5):523-7.

Mayer J, Boldt J, Wolf MW, Lang J, Suttner S. Cardiac output derived from arterial pressure waveform analysis in patients undergoing cardiac surgery: validity of a second generation device. *Anesth Analg.* 2008 Mar; 106(3):867-72.

McGee W, Horswell J, Calderon J, et al. Validation of a continuous, arterial pressure-based cardiac output measurement: a multicenter, prospective clinical trial. *Critical care.* 2007; 11(5):R105.

Mehta Y, Chand RK, Sawhney R, Bhise M, Singh A, Trehan N. Cardiac output monitoring: comparison of a new arterial pressure waveform analysis to the bolus thermodilution technique in patients undergoing off-pump coronary artery bypass surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth.* 2008 Jun; 22(3):394-9.

Pratt B, Roteliuk L, Hatib F, Frazier J, Wallen RD. Calculating arterial pressure-based cardiac output using a novel measurement and analysis method. *Biomed Instrum Technol.* 2007 Sep-Oct; 41(5):403-11.

Zimmermann A, Kufner C, Hofbauer S, Steinwendner J, Hitzl W, Fritsch G, Schistek R, Kirnbauer M, Pauser G. The accuracy of the Vigileo/FloTrac continuous cardiac output monitor. *J Cardiothorac Vasc Anesth.* 2008 Jun; 22(3):388-93. Epub 2008 Jan 22.

Elevación pasiva de las piernas

Biais M, Nouette-Gaulain K, Cottenceau V, Revel P, Sztark F. Uncalibrated pulse contour-derived stroke volume variation predicts fluid responsiveness in mechanically ventilated patients undergoing liver transplantation. *Br J Anaesth.* 2008 Dec 101(6):761-8.

Edwards Lifesciences, Critical Care Division. Vigileo manual software 1.14. Irvine, CA: Edwards Lifesciences; 2008; 186p.

Grier L. Utilization of stroke volume variation (SVV) in spontaneously breathing critically ill patients to predict fluid responsiveness. *Critical Care Medicine.* 2006 Dec Suppl; 34(12): A56.

Heenen S, De Backer D, Vincent JL. How can the response to volume expansion in patients with spontaneous respiratory movements be predicted? *Critical care.* 2006 Jul 17; 10:R102.

Hofer CK, Senn A, Weibel L, Zollinger A. Assessment of stroke volume variation for prediction of fluid responsiveness using the modified FloTrac and PiCCOplus system. *Critical Care* 2008 Jun 20; 12:R82.

Jabot J, Teboul JL, Richard C, Monnet X. Passive leg raising for predicting fluid responsiveness: importance of the postural change. *Intensive Care Med.* Epub 2008 Sep 16.

Kobayashi M, Ko M, Kimura T, Meguro E, Hayakawa Y, Irinoda T, Takagane A. Perioperative monitoring of fluid responsiveness after esophageal surgery using stroke volume variation. *Expert Rev Med Devices.* 2008 May;5(3):311-6.

Michard F. Changes in arterial pressure during mechanical ventilation. *Anesthesiology.* 2005 Aug; 103(2):419-28.

Michard F. Volume Management Using Dynamic Parameters. *Chest.* 2005; 128:1902-1903.

Monnet X, Teboul JL. Passive Leg Raising. *Intensive Care Med.* 2008 Apr; 34(4):659-63.

Oximetría venosa

Berkenstadt H, Margalit N, Hadani M, et al. "Stroke Volume Variation as a Predictor of Fluid Responsiveness in Patients Undergoing Brain Surgery." *Anesthesia and Analgesia* 2001;92:984-9.

Echiadis AS, et al. Non-invasive measurement of peripheral venous oxygen saturation using a new venous oximetry method: evaluation during bypass in heart surgery. *Physio. Meas.* 2007;28:897-911.

Goodrich C. Continuous Central Venous Oximetry Monitoring. *Critical Care Nursing Clinics of North America;* 18(2):203-9.

Headley, JM, Giuliano K. Special Pulmonary Procedures; Continuous Mixed Venous Oxygen Saturation Monitoring. In: Lynn-McHale DJ, Carlson KK. *AACN Procedure Manual for Critical Care.* 6th Edition. Philadelphia: W.B. Saunders Company 2009.

Huber D, Osthaus WA, Optenhofel J, et al. Continuous monitoring of central venous oxygen saturation in neonates and small infants: *in vitro* evaluation of two different oximetry catheters.

Pediatric Anesthesia. 2006;16:1257-63.

Kumon K, et al. Continuous measurement of coronary sinus oxygen saturation after cardiac surgery. *Crit Care Med*. 1987 June; 15(6):595-7.

Ladakis C, Myrianthefs P, Karabinis A, et al. Central venous and mixed venous oxygen saturation in critically ill patients. *Respiration* 2001;68:279-85.

Liakopoulos O, Ho J, Yezbick A, et al. An experimental and clinical evaluation of a novel central venous catheter with integrated oximetry for pediatric patients undergoing cardiac surgery. *International Anesthesia Research Society*. 2007;105(6).

McGee WT: A simple physiologic algorithm for managing hemodynamics in the intensive care unit utilizing stroke volume and stroke volume variation. *J Inten Care Med* 2008. Submitted.

Reinhart K, Kuhn HJ, Hartog C, et al. Continuous central venous and pulmonary artery oxygen saturation monitoring in the critically ill. *Intensive Care Med*. 2004;30:1572-8.

Rivers E, Nguyen B, Havstad S, et al. Early goal-directed therapy in the treatment of severe sepsis and septic shock. *N Engl J Med*. 2001;345:1368-1377.

Rivers EP, Ander DS, Powell D. Central venous oxygen saturation monitoring in the critically ill patient. *Curr Opin Crit Care*. 2001;7:204-11.

Schell RM, Cole DJ. Cerebral monitoring: jugular venous oximetry. *Anesth Analg* 2000;90:559-66.

Spenceley N. Continuous central venous saturations during pericardial tamponade: Case Report.

Takano H, et al. Hepatic venous oxygen saturation monitoring in patients with assisted circulation for severe cardiac failure. *Artif. Organs*. 1991 Jun;15(3):248-52.

Zaja J: Venous oximetry. *Signa Vitae* 2007; 2(1):6-10.

CATÉTERES SWAN-GANZ – TECNOLOGÍA AVANZADA Y ESTÁNDAR

Alspach JG (ed.). Core curriculum for critical care nursing. 6th ed. St. Louis: Saunders Elsevier; 2006.

Daily EK, Schroeder JS. Techniques in bedside hemodynamic monitoring. 5th ed. St. Louis: Mosby; 1994.

Darovic, GO. Hemodynamic monitoring: invasive and noninvasive clinical application. 3rd ed. Philadelphia: Saunders; 2002.

Headley, JM. Invasive Hemodynamic Monitoring: Applying Advanced Technologies. *Critical Care Nursing Quarterly*. 1998;21:3:73-84.

Headley, JM. Puzzled by Continuous Cardiac Output Monitoring? *Nursing '97*. 1997; 32aa - 32dd.

Headley, JM. Special Pulmonary Procedures; Continuous Mixed Venous Oxygen Saturation Monitoring. In: Lynn-McHale DJ, Carlson KK. AACN Procedure Manual for Critical Care. 5th Edition. Philadelphia.: W.B. Saunders Company; 2005.

Imperial-Perez F, McRae M, Gawlinski A, Keckeisen M, Jesurum J. AACN protocols for practice: Hemodynamic Monitoring. 1998.

Leeper B. Monitoring right ventricular volumes: a paradigm shift. *AACN Clin Issues*. 2003 May; (14):208-19.

Mims BC, Toto KH, Luecke LE, Roberts MK, Brock JD, Tyner TE. *Critical care skills: a clinical handbook*. 2nd ed. St. Louis: Saunders; 2004.

Perret C, Tagan D, Feihl F, Marini JJ. *The pulmonary artery catheter in critical care*. Cambridge: Blackwell Science Inc.; 1996.

Pinsky MR, Vincent JL. Let us use the pulmonary artery catheter correctly and only when we need it. *Crit Care Med*. 2005 May;33(5):1119-22.

Thelan LA, Davie JK, Urden LD, Lough ME. *Critical care nursing: diagnosis and management*. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1994.

Vincent JL, Pinsky MR, Sprung CL, Levy M, Marini JJ, Payen D, Rhodes A, Takala J. The pulmonary artery catheter: in medio virtus. *Crit Care Med*. 2008 Nov;36(11):3093-6.

Woods SL, Froelicher ESS, Motzer SU, Bridges EJ. *Cardiac nursing*. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.

Zink W, Nöll J, Rauch H, Bauer H, Desimone R, Martin E, Böttiger BW. Continuous assessment of right ventricular ejection fraction: new pulmonary artery catheter versus transoesophageal echocardiography. *Anaesthesia*. 2004 Nov;59(11):1126-32.

SECCIÓN DE REFERENCIA RÁPIDA

Abramo L, Alexander IV, Bastien D, Bussear EW, et al. *Professional guide to diagnostic tests*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.

Alspach JG. *Core curriculum for critical care nursing*. 6th ed. St. Louis: Saunders Elsevier; 2006.

Antman EM, Anbe DT, Armstrong PW, et al. ACC/AHA guidelines for the management of patients with ST-elevation myocardial infarction. *Circulation*. 2004;110:588-636.

Chulay M, Burns SM. *AACN essentials of critical care nursing pocket handbook*. McGraw-Hill, 2006.

Field JM, Hazinski MF, Gilmore D. *Handbook of emergency cardiovascular care*. American Heart Association. 2006.

Forrester JS, Diamond G, Chatterjee K, Swan HJC. Medical therapy of acute myocardial infarction by application of hemodynamic subsets. *NEJM*. 1976;295(24):1356-1362.

Frishman WH, Cheng-Lai A, Nawarskas J. *Current cardiovascular drugs*. 4th ed. Philadelphia: Current Medicine; 2005.

Headley JM. Strategies to optimize the cardiorespiratory status of the critically ill. *AACN Clinical Issues in Critical Care Nursing*. 1995;6(1):121-134.

Knaus WA, Draper EA, Wagner DP, Zimmerman JE. APACHE II: A severity of disease classification system. *Crit Care Med*. 1985;13(10):818-829.

McGee WT, Mailloux P, Jodka P, Thomas J. The pulmonary artery catheter in critical care. *Seminars in Dialysis*. 2006;19(6):480-491.

Malholtra PK, Kakani M, Chowdhury U, Choudhury M, Lakshmy R, Kiran U. Early goal-directed therapy in moderate to high-risk cardiac surgery patients. *Ann Card Anaesth* 2008;11:27-34.

Mims BC, Toto KH, Luecke LE, Roberts MK, Brock JD, Tyner TE. *Critical care skills: a clinical handbook*. 2nd ed. St. Louis: Saunders; 2004.

- Opie LH, Gersh BJ. *Drugs for the heart*. 6th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2005.
- Perret C, Tagan D, Feihl F, Marini JJ. *The pulmonary artery catheter in critical care*. Cambridge: Blackwell Science Inc.; 1996.
- Pinsky MR, Vincent J. Let us use the pulmonary artery catheter correctly and only when we need it. *Crit Care Med*. 2005;33(5):1119-1121.
- Rivers E, Nguyen B, Havstad S, et al. Early goal-directed therapy in the treatment of severe sepsis and septic shock. *N Engl J Med*. 2001;345(19):1368-1377.
- Vallet B, Tytgat H, Lebuffe G. How to titrate vasopressors against fluid loading in septic shock. *Advances in Sepsis*. 2007;6(2):34-40.
- Wilson RF. *Critical care manual: applied physiology and principles of therapy*. 2nd ed. Philadelphia: FA Davis Company; 1992.
- Woods SL, Froelicher ESS, Motzer SU, Bridges EJ. *Cardiac nursing*. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.

RECONOCIMIENTOS

Agradecer especialmente a Christine Endres su apoyo y dedicación para hacer posible este proyecto. Gracias también a Pom Chaiyakal, Sheryl Stewart y Susan Willig, por su orientación y experiencia.

Sólo con prescripción médica. Para uso profesional. Consulte las instrucciones de uso que acompañan a los productos para obtener toda la información referente a indicaciones, contraindicaciones, advertencias, precauciones y efectos adversos.

Los dispositivos de Edwards Lifesciences disponibles en el mercado europeo cumplen con los requisitos esenciales descritos en el artículo 3 de la Directiva sobre Dispositivos Médicos 93/42/CEE y llevan la marca de conformidad CE.

Edwards, Chandler y Vigilance II son marcas comerciales de Edwards Lifesciences Corporation. Edwards Lifesciences, el logotipo E estilizado, Advanced Venous Access, AMC Thromboshield, ControlCath, CCOMbo, CO-Set, FloTrac, Hi-Shore, Multi-Med, Paceport, PediaSat, PreSep, Swan-Ganz, TruWave, Vigilance, Vigileo, VIP y VIP+ son marcas comerciales de Edwards Lifesciences Corporation y están registradas en la Oficina de patentes y marcas comerciales de los Estados Unidos de América.

EGDT y Early Goal-Directed Therapy son marcas comerciales de Dr. Emanuel Rivers. Oligon es una marca comercial de Implemed, Inc. PhysioTrac es una marca comercial de Jetcor, Inc.

William McGee, Diane Brown y Barbara Leeper son consultores contratados por Edwards Lifesciences.

©2009 Edwards Lifesciences, LLC. Reservados todos los derechos.
AR05103

Una tradición en el desarrollo de soluciones líderes que potencian el cuidado y tratamiento de los enfermos críticos

Desde la introducción a principios de la década de 1970 del catéter Swan-Ganz, Edwards Lifesciences se ha asociado con numerosos especialistas para desarrollar productos y sistemas que permitan avanzar en el cuidado y tratamiento de los enfermos críticos.

El resultado ha sido una exhaustiva gama de herramientas de monitorización hemodinámica entre las que se incluyen catéteres, sensores y monitores de cabecera para pacientes que continúan beneficiándose de esta tecnología de referencia de los cuidados críticos.

Los especialistas en cuidados críticos de todo el mundo han utilizado los productos de Edwards para tratar a más de 30 millones de pacientes. Los productos de monitorización hemodinámica como el catéter Swan-Ganz, el sistema FloTrac y el catéter de oximetría PreSep permiten a los especialistas tomar decisiones más rápidas y con mayor información para tratar a los pacientes en las unidades quirúrgicas y de cuidados intensivos.

Para conocer otros recursos educativos, visite:
www.Edwards.com/Education



Edwards Lifesciences

Edwards Lifesciences LLC · One Edwards Way · Irvine, CA 92614 USA · 949.250.2500 · 800.424.3278 · www.edwards.com

Edwards Lifesciences S.L. Avda. Juan de la Cierva, 27-46980 Parque Tecnológico Valencia-Tfno:96 305 37 00-Fax: 96 305 37 07

Edwards Lifesciences, S.A. Route de l'Etraz 70, 1260 Nyon, Switzerland Tel: +41 22 787 4362.

Edwards Lifesciences (Canada) Inc. · 1290 Central Pkwy West, Suite 300 · Mississauga, Ontario · Canada L5C 4R3
905.566.4220 · 800.268.3993

Edwards Lifesciences · Japan · 2-8 Rokubancho · Chiyoda-ku, Tokyo 102-0085 · Japan · 81.3.5213.5700

