

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA
SISTEMA DE ESTUDIOS DE POSGRADO
PROGRAMA DE POSGRADO EN ESPECIALIDADES MÉDICAS

Papel de los analizadores de curva de presión arterial en la anestesia

Trabajo Final de Investigación sometido a la consideración de la Comisión del Programa de Estudios de Posgrado en Especialidades Médicas para optar al grado y título de Especialista en Anestesiología y Recuperación.

Sustentante

Rakesh Katiyar Gutiérrez

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio, Costa Rica

2023



UNIVERSIDAD DE
COSTA RICA

SEP Sistema de
Estudios de Posgrado

Autorización para digitalización y comunicación pública de Trabajos Finales de Graduación del Sistema de Estudios de Posgrado en el Repositorio Institucional de la Universidad de Costa Rica.

Yo, Rakesh Katiyar Gutiérrez, con cédula de identidad 11554 0865, en mi condición de autor del TFG titulado Papel de las analicadoves de curva de presión arterial en la anestesia

Autorizo a la Universidad de Costa Rica para digitalizar y hacer divulgación pública de forma gratuita de dicho TFG a través del Repositorio Institucional u otro medio electrónico, para ser puesto a disposición del público según lo que establezca el Sistema de Estudios de Posgrado. SI NO *

*En caso de la negativa favor indicar el tiempo de restricción: _____ año (s).

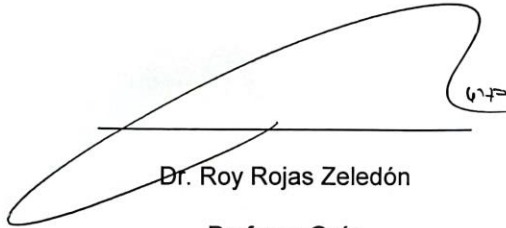
Este Trabajo Final de Graduación será publicado en formato PDF, o en el formato que en el momento se establezca, de tal forma que el acceso al mismo sea libre, con el fin de permitir la consulta e impresión, pero no su modificación.

Manifiesto que mi Trabajo Final de Graduación fue debidamente subido al sistema digital Kerwá y su contenido corresponde al documento original que sirvió para la obtención de mi título, y que su información no infringe ni violenta ningún derecho a terceros. El TFG además cuenta con el visto bueno de mi Director (a) de Tesis o Tutor (a) y cumplió con lo establecido en la revisión del Formato por parte del Sistema de Estudios de Posgrado.

FIRMA ESTUDIANTE

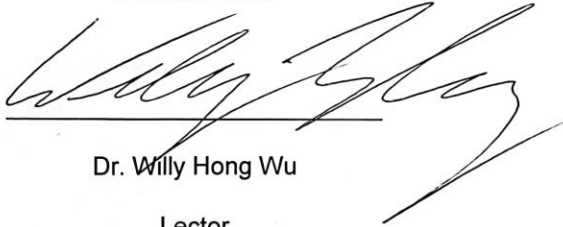
Nota: El presente documento constituye una declaración jurada, cuyos alcances aseguran a la Universidad, que su contenido sea tomado como cierto. Su importancia radica en que permite abreviar procedimientos administrativos, y al mismo tiempo genera una responsabilidad legal para que quien declare contrario a la verdad de lo que manifiesta, puede como consecuencia, enfrentar un proceso penal por delito de perjurio, tipificado en el artículo 318 de nuestro Código Penal. Lo anterior implica que el estudiante se vea forzado a realizar su mayor esfuerzo para que no sólo incluya información veraz en la Licencia de Publicación, sino que también realice diligentemente la gestión de subir el documento correcto en la plataforma digital Kerwá.

"Este trabajo final de investigación fue aceptado por la Comisión del Programa de Estudios de Posgrado en Especialidades Médicas de la Universidad de Costa Rica, como requisito parcial para optar por el grado y título de Especialista en Anestesiología y Recuperación"



Dr. Roy Rojas Zeledón

Profesor Guía



Dr. Willy Hong Wu

Lector



Dra. María de los Ángeles Morera González

Director (a) o coordinador (a)/ Representante Programa de Posgrado en Especialidades Médicas



Dr. Rakesh Katiyar Gutiérrez

Sustentante

Dedicatoria

Dedico este trabajo a mis padres y amigos más cercanos quienes han sido uno de los pilares fundamentales en mi vida e inculcarme el deseo de siempre querer superarme.

Agradecimientos

Le agradezco a mis profesores a lo largo del posgrado quienes me han enseñado no solo a ser un mejor médico si no también mejor ser humano.

Agradecimiento especial a mi tutor y lector de esta tesis por sus invaluable aportes, contribución y principalmente por el apoyo brindado durante el proceso de elaboración.

Índice general

Justificación.....	9
Pregunta de investigación.....	11
Objetivos de la investigación.....	11
Objetivo general.....	11
Objetivos específicos.....	11
Metodología.....	12
Criterios de selección.....	12
Criterios de inclusión.....	12
Criterios de exclusión.....	12
Introducción.....	13
Capítulo 1: Fisiología cardiovascular.....	14
1.1 Fisiología cardiaca.....	14
1.2 Relación excitación-contracción cardiaca.....	16
1.3 Ley de Frank-Starling.....	17
1.4 Relación velocidad-fuerza.....	18
1.5 Inotropismo positivo.....	20
1.6 Inotropismo negativo.....	20
1.7 Control neural cardiovascular.....	20
Capítulo 2: Análisis de curva de presión arterial.....	24
2.1 Presión arterial.....	25
2.2 Amplificación distal de la presión.....	25
2.3 Contractilidad.....	26
2.4 Complianza arterial.....	27
2.5 Resistencias vasculares periféricas.....	28

2.6 Hipovolemia	28
Capítulo 3: Analizadores de curva de presión arterial	30
3.1 Dispositivos invasivos calibrados	31
3.2 Dispositivos invasivos no calibrados	32
3.3 Dispositivos no invasivos no calibrados	37
3.4 Dispositivos invasivos vs no invasivos	38
Capítulo 4: Anestesia y analizadores de presión de curva arterial	40
4.1 Selección del dispositivo a utilizar	42
4.2 Selección de sitio de canulación	47
4.3 Corrección de hipovolemia	49
4.4 Terapia inotrópica	50
4.5 Índice de Predicción de Hipotensión (HPI)	51
Discusión	52
Conclusiones	56
Bibliografía	58

Índice de imágenes

1	Figura 1. Sistema especializado de conducción del corazón.....	15
2	Figura 2. Ley de Frank-Starling en condiciones normales.	17
3	Figura 3. Relación Fuerza-Velocidad, en condiciones normales, insuficiencia cardiaca y tras la administración de fármacos inotrópicos positivos.	19
4	Figura 4. Vías neurales involucradas en el control de la presión arterial.	22
5	Figura 5. Morfología de la curva de presión arterial.	25
6	Figura 6. Amplificación distal de la presión arterial.	26
7.	Figura 7. Cambio en la pendiente de ascenso sistólico con cambios de la contractilidad.	26
8	Figura 8. Morfología de la onda de presión arterial bajo atenuaciones subóptimas.....	37

Índice de tablas

	Tabla 1. Dispositivos Invasivos calibrados	31
	Tabla 2. Dispositivos invasivos no calibrados.	35

Lista de abreviaturas

AMPc	Adenosín monofosfato cíclico
ATP	Adenosín trifosfato
AV	Atrioventricular
ERAS	Recuperación Mejorada después de la Cirugía
EKG	Electrocardiograma
HPI	Indice de Predicción de Hipotensión
GC	Gasto cardiaco
NO	Óxido Nítrico
NRVL	Núcleo rostral ventrolateral del bulbo
PAM	Presión arterial media
PaO ₂	Presión arterial parcial de oxígeno
PaCO ₂	Presión arterial parcial de dióxido de carbono
PMCA	ATPasa de calcio de membrana plasmática
PPV	Variabilidad en presión de pulso
RVP	Resistencias Vasculares Periféricas
RyR2	Receptores de rianodina
SERCA2a	ATPasa de retículo sarcoplásmico/endoplásmico
SVV	Variabilidad en el volumen sistólico

Justificación

La presente investigación pretende realizar una revisión actualizada de la bibliografía respecto al papel que cumplen los analizadores de la curva de presión arterial, de manera que sirva como base para guiar el manejo de pacientes sometidos a anestesia general.

La monitorización hemodinámica invasiva permite determinar de manera fidedigna el estado fisiológico cardiovascular del paciente, de esta manera guiando el accionar médico ante una situación de inestabilidad hemodinámica.

Cada componente de la curva de presión arterial (presión pico, presión diastólica, tiempo de eyección, incisura dicrótica, entre otros) refleja distintos estados y procesos cardiovasculares, los cuales, al ser interpretados de manera adecuada, pueden ser de gran utilidad clínica. Esto se da con el objetivo de determinar el estado fisiológico del paciente, realizar un diagnóstico más certero y rápido del estado hemodinámico, guiar la toma de decisiones y su abordaje ante un paciente inestable.

Si bien previamente el uso de monitoreo invasivo no solía ser de fácil acceso en la mayoría de servicios, ahora, debido al desarrollo tecnológico, existe una mayor facilidad de uso y accesibilidad con respecto a la monitorización invasiva de los pacientes en distintas unidades.

Los métodos convencionales de monitorización como la medición no invasiva de la presión arterial, la frecuencia cardíaca y pulsioximetría han demostrado ser insuficientes para una adecuada terapéutica y otros tipos de medición como la saturación venosa central son poco eficientes para la estimación del gasto cardíaco (GC) y evaluación hemodinámica.

Existe además la fluidoterapia orientada a metas específicas, la cual constituye parte de los protocolos de Recuperación Mejorada Después de la Cirugía (ERAS). Se utilizan múltiples dispositivos para dicha tarea, dentro de los cuales están disponibles; el análisis de ondas de presión en conjunto con variables como

bioimpedancia, bioreactancia, pletismografía, saturación venosa de oxígeno y numerosas más, que permiten un manejo adecuado de fluidos, siendo el análisis de ondas de presión uno de los más confiables para guiar la fluidoterapia.

Con el surgir de nuevas tecnologías que utilizan distintos dispositivos y algoritmos de parámetros hemodinámicos, es imperativo que el anestesiólogo se mantenga actualizado en dicho tema, de manera que pueda garantizar los resultados óptimos para su paciente durante el procedimiento al cual es sometido, así como lo sería también en su proceso de recuperación, disminuyendo de esta manera el riesgo de posibles complicaciones, morbilidades y mortalidad, relacionado al manejo de líquidos.

Sin embargo, es importante recalcar que el uso indiscriminado de estos dispositivos puede generar un descrédito al sistema de monitoreo y al criterio médico, con lo cual se crea una dependencia de estos sistemas para cirugías en las cuales no presentan indicaciones apropiadas.

Por lo tanto, por la relevancia clínica de los datos que se pueden obtener por medio de dispositivos de análisis de las ondas de presión, así como el fácil uso y acceso por parte de la mayoría de servicios hospitalarios, se pretende investigar la evidencia más actualizada en cuanto al uso de analizadores de curvas de presión arterial, así como sus adecuados usos e indicaciones, para así ayudar brindar una adecuada actualización rápida y accesible en dicho tema. Al reunir en un solo documento, los conocimientos necesarios para el médico y que puedan ser de utilidad como guía para el acto anestésico.

Pregunta de investigación

¿Cómo se asocia la indicación y utilización de distintos dispositivos de monitoreo arterial invasivo en el acto anestésico, así como estos guían la anestesia general y repercuten en las decisiones del médico tratante, de manera que se obtenga el mejor beneficio para el paciente?

Objetivos de la investigación

Objetivo general

Realizar una revisión exhaustiva de la utilización de dispositivos de monitoreo de presión invasiva, sus indicaciones e influencia en la intervención y corrección de eventos fisiológicos durante el acto anestésico.

Objetivos específicos

- Definir la morfología y cambios dinámicos de la curva de presión arterial, relacionado con los procesos fisiológicos y fisiopatológicos cardiovasculares.
- Documentar cómo debería ser un medidor invasivo ideal, así como los diferentes dispositivos y modelos disponibles en el mercado para la monitorización invasiva.
- Analizar ventajas, desventajas o limitaciones que presentan los dispositivos de monitorización invasiva en el acto anestésico.
- Identificar las adecuadas indicaciones e interpretación de los datos proporcionados por los diferentes dispositivos durante la anestesia.
- Comparar el uso de monitoreo arterial invasivo con otras tecnologías, tanto invasivas como no invasivas.

Metodología

La presente investigación se llevó a cabo por medio de una revisión bibliográfica exhaustiva de artículos científicos, revistas médicas, libros de texto, así como bases de datos electrónicas como ScienceDirect, UpToDate, con información actualizada acerca de los analizadores de curva de presión arterial a pacientes durante la anestesia, lo cuales se tomaron como base investigaciones biomédicas que abarcan desde el año 2012 hasta el 2023.

Dicha investigación incluyó estudios de bases de datos encontrados como metaanálisis, estudios observacionales, análisis de casos y controles e investigaciones de cohorte.

Criterios de selección

Criterios de inclusión

Se incluyen en la presente investigación estudios científicos desarrollados por medio del metaanálisis, estudios observacionales, casos y controles y cohorte, publicados en bases de datos de naturaleza médica.

Criterios de exclusión

Se excluye de la investigación, los estudios conformados por la opinión de expertos y revistas no indexadas, ya que se considera que la información suministrada no contiene el peso científico que generan otras investigaciones contempladas dentro de los criterios de inclusión.

Introducción

La utilización de nuevas tecnologías durante el acto anestésico es un tema continuo que requiere una actualización constante. Cada vez se desarrollan nuevos e innovadores dispositivos para monitorización, sean invasivos o no invasivos, con distintas variables hemodinámicas que permiten una comprensión del estado hemodinámico del paciente ante el estímulo quirúrgico, una mayor optimización de recursos y a su vez una anestesia con mínimos riesgos y complicaciones.

El monitoreo invasivo de la presión arterial es uno de los procedimientos más comúnmente utilizados en sala de operaciones para la vigilancia intraoperatoria y postquirúrgica en pacientes sometidos a procedimientos quirúrgicos complejos; de manera se ha convertido en un arma adicional en el arsenal del anestesiólogo para guiar su anestesia (Esper, et al. 2014).

La adecuada interpretación de los datos proporcionados por el monitoreo invasivo es de suma importancia, ya que permite determinar diferentes variables hemodinámicas del estado fisiológico cardiovascular de paciente. A su vez, se posibilita de esta manera que el anestesiólogo actúe ante cambios deletéreos y con posibles consecuencias para el paciente (Esper, et al. 2014).

El descubrimiento de la curva de presión arterial por inserción de catéter data desde 1847 cuando el fisiólogo alemán Carl Ludwig utilizó un kimógrafo para graficar la curva de presión arterial, promoviendo en parte el estudio moderno de la fisiología cardiovascular. Sin embargo, el uso de este tipo de tecnología duraría casi un siglo en ser utilizada en el entorno clínico al ser descrito nuevamente por Peterson et al. en 1949 (Esper, et al. 2014).

Desde el advenimiento de la monitorización invasiva se han fabricado distintos tipos de dispositivos, cada uno con sus ventajas y desventajas, así como el desarrollo de tecnologías no invasivas. Con el creciente número de procedimientos quirúrgicos avanzados y aumento de la morbilidad en la población, es muy importante entender cómo funcionan estos dispositivos y de qué manera pueden modificar la anestesia de un paciente en casos donde está indicado su uso.

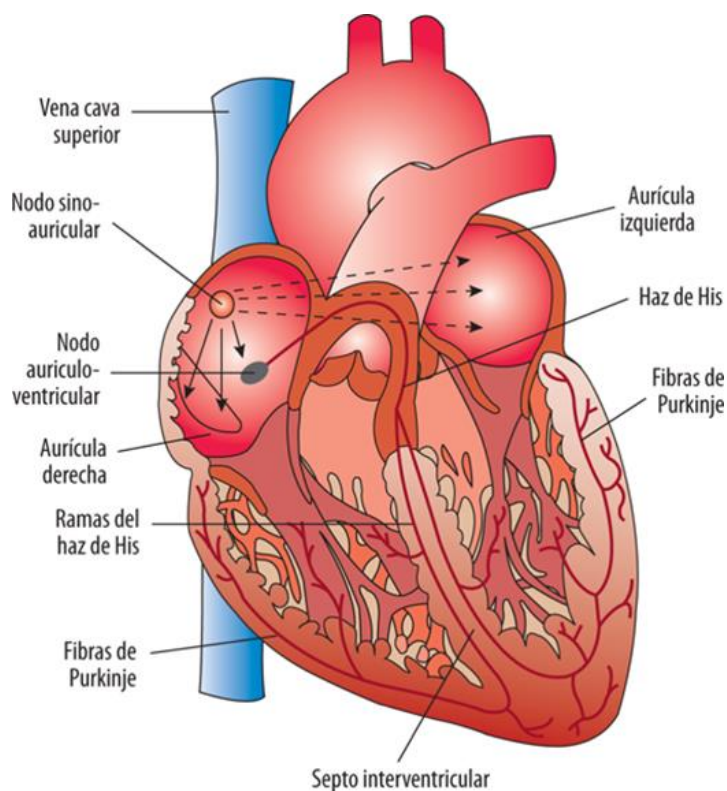
Capítulo 1: Fisiología cardiovascular

Para lograr interpretar la curva de presión arterial, los cambios en su morfología y lo que esto representa para el estado hemodinámico del paciente, es importante tener un entendimiento de la fisiología y fisiopatología cardiaca y vascular; los cambios que se pueden generar intraoperatoriamente y la posible respuesta ante la intervención por el anesthesiólogo.

Si bien el sistema cardiovascular trabaja en sintonía con todas sus partes, es de vital importancia diferenciar la parte cardiaca de la vascular, puesto que las acciones a realizar por parte del anesthesiólogo deben ser dirigidas a resolver la alteración fisiológica, ya sea de bomba o de resistencias vasculares periféricas (RVP) y utilizar los fármacos adecuados para dicha situación (Bartels, et al. 2016).

1.1 Fisiología cardiaca

El miocardio presenta dos tipos de células, los miocitos que conforman las paredes cardiacas y participan en el proceso de contracción, y las células especializadas que forman el sistema de conducción cardiaca. Estas presentan pocos miofilamentos, pero son capaces de generar potenciales de acción de manera espontánea. El nodo auricular, que actúa como marcapasos inicial, el nodo atrioventricular (AV) que se encuentra en la unión auriculoventricular y por último el haz de His que inicia a partir del nodo AV, se divide en dos ramas y finaliza en las fibras de Purkinje que inervan el miocardio propiamente (Dessebe, et al. 2013).



Fuente: Jesús A. Fernández-Tresguerres, Victoria Cachofeiro, Daniel R. Cardenal, Eva Delgón Enrique Rey, Díaz-Rubio, Eduardo Escrich Escobedo, Vicente Lahera Juliá, Francisco Mora Teruel, Marta Romano Pardo; Fisiología humana, Se Copyright © McGraw Hill Education. Todos los derechos reservados.

1 Figura 1. Sistema especializado de conducción del corazón.

En el miocito cardíaco se sintetizan además distintas sustancias como los péptidos atriales natriuréticos, endotelina-1, óxido nítrico (NO), somatostatina, adenosina y distintos componentes del sistema renina angiotensina aldosterona. Generando una regulación hemodinámica adecuada en condiciones no patológicas (George, et al. 2012).

El circuito vascular se encuentra formado por dos partes, la circulación mayor y menor, o sistémica y pulmonar respectivamente. También se puede dividir en corazón derecho que abarca ventrículo y aurícula derecha, así como la circulación venosa, pulmonar, corazón izquierdo, el cual corresponde a la aurícula y ventrículo izquierdo, así como la circulación arterial. Esta última clasificación se realiza con base en la íntima relación que tienen estos sistemas y las repercusiones directas que genera la alteración en uno de sus componentes sobre el resto. El adecuado entendimiento de estos procesos es imprescindible, puesto que dirigirá de manera

directa la anestesia proporcionada al paciente en el transcurso de la cirugía y la respuesta fisiológica cardiovascular para un mantenimiento adecuado de la hemodinamia (Levick, J.R, 2013).

1.2 Relación excitación-contracción cardiaca

El proceso de contracción cardiaca inicia aproximadamente 10-20mseg posterior al inicio del potencial de acción y persiste luego de que este finaliza. Por tanto, la duración de la contracción se determina por la duración del potencial de acción (Bers, et al. 2014).

El aumento del $[Ca^{2+}]_i$ es el principal mediador del acople excitación-contracción. Este se da por la entrada de Ca^{2+} a través de canales de calcio tipo L en la membrana y la liberación del mismo por parte del retículo sarcoplasmático, principalmente. La entrada de calcio se da principalmente por el gradiente electroquímico negativo del miocito, a través de los canales previamente mencionados, los cuales se abren mayoritariamente en la fase 2 del potencial de acción cardiaco y en menor medida por parte del intercambiador Na^+/Ca^{2+} (Bers, et al. 2014).

Al darse un aumento inicial de la $[Ca^{2+}]_i$, los receptores de rianodina (RyR2), localizados en el retículo sarcoplásmico se activan y generan una liberación intracelular de calcio suficiente para lograr una contracción adecuada y coordinada de los miocitos cardiacos. A este proceso mediado indirectamente por el calcio extracelular se le llama liberación de Ca^{2+} inducida por Ca^{2+} (Bers, et al. 2014).

El proceso de relajación cardiaca implica la reducción de los niveles de $[Ca^{2+}]_i$ en las proteínas contráctiles y la fosforilación de la Troponina I, impidiendo la unión de la actina con la miosina. Estos mecanismos se dan en el inicio de la diástole, siendo responsables de la fase de relajación isovolumétrica ventricular (Bers, et al. 2014).

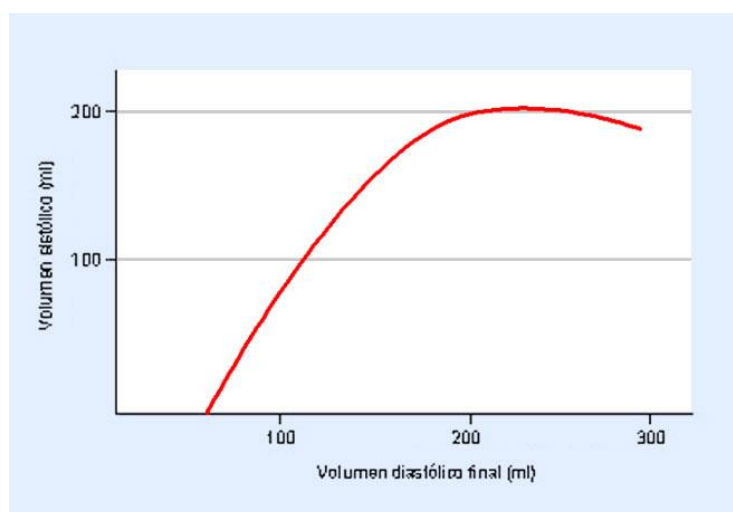
Específicamente, se inactivan los canales de Ca^{2+} tipo L al finalizar la segunda fase del potencial de acción y disminuye la respuesta por parte de los canales de RyR2. Está descrita además la presencia de dos ATPasas dependientes

de Ca^{2+} , la SERCA2a en el retículo y PMCA en la membrana. El intercambiador $\text{Na}^+/\text{Ca}^{2+}$ también participa de este proceso. Al ser un evento mediado por ATPasas, la relajación cardiaca es un proceso activo, a diferencia de la contracción puesto que consume ATP. Esto queda demostrado en situaciones donde la demanda energética disminuye y se observa una alteración en la relajación previo a la falla en la contracción cardiaca, como en la isquemia miocárdica (Bers, et al. 2014).

Las dimensiones, el grosor y la elasticidad del corazón también influyen en la relajación cardiaca, de manera que pacientes con un remodelado crónico de las cavidades ventriculares, normalmente se traduce en un aumento del tiempo de relajación del miocardio.

1.3 Ley de Frank-Starling

Otto Frank y Ernest Starling fueron quienes demostraron la relación que existe entre la longitud del músculo cardiaco al final de la diástole y la fuerza contráctil durante la sístole. Es decir, hasta cierto punto, cuanto mayor sea el volumen de sangre en las cavidades al final de la diástole (precarga), mayor será la fuerza de contracción cardiaca y, por ende, el volumen sistólico. Esta característica que presentan los miocitos cardiacos es lo que se conoce como la ley de Frank-Starling (Hemmings, et al. 2019).



2 Figura 2. Ley de Frank-Starling en condiciones normales.

Es de importancia notar que el volumen sistólico no aumenta de manera lineal. A partir de un límite de estiramiento, los miocitos son incapaces de responder al aumento del volumen diastólico, ocasionando una caída en el gasto cardiaco por disminución del volumen sistólico.

El mecanismo por el cual ocurre este proceso está dado por la superposición de los miofilamentos de actina y miosina, lo cual determina la cantidad de enlaces cruzados que se forman entre ellos. La longitud a la cual el sarcómero presenta una fuerza de contracción máxima se ha determinado que es de $2.2\ \mu\text{m}$, en condiciones fisiológicas corresponde a valores de presión entre 10-12mmHg en los ventrículos. En caso de una disminución de la longitud de los sarcómeros, la tensión activa generada por el ventrículo también disminuye. De igual manera, al presentarse una elongación sobre $2.2\ \mu\text{m}$, ocasiona un aumento en la rigidez del músculo cardiaco disminuyendo la respuesta contráctil. Está descrito que a una longitud mínima de $1.8\ \mu\text{m}$ y máxima de $3.6\ \mu\text{m}$, los sarcómeros son incapaces de generar una respuesta contráctil adecuada, debido a un entrecruce de los miofilamentos y a la salida de los mismos de las bandas A, respectivamente (Hemmings, et al. 2019).

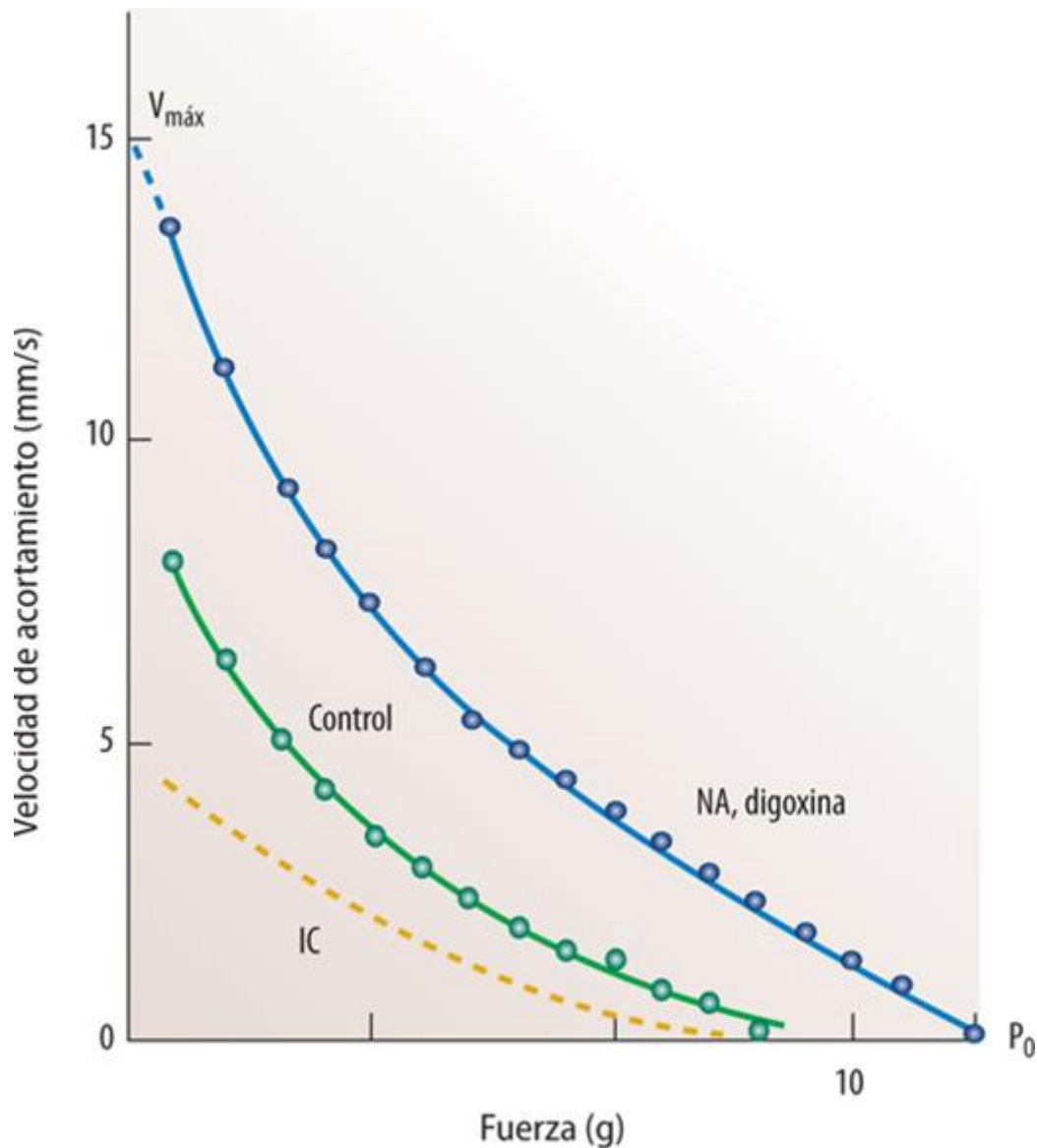
Cabe destacar que este mecanismo es uno de los principales factores de la disminución de la contractilidad en pacientes cardiopatas crónicos, al existir un aumento en el volumen intracavitario se da una marcada distensión de los miocitos, derivando en una mayor disminución de la fuerza contráctil del corazón.

1.4 Relación velocidad-fuerza

La velocidad de acortamiento del músculo cardiaco presenta una relación lineal con la fuerza generada por el ventrículo en sístole. Al generarse una contracción del miocito sin someterse a carga alguna es cuando la velocidad es máxima. Esta velocidad se ve disminuida al aumentar la fuerza que se opone al vaciamiento ventricular, siendo esta la postcarga, la cual está determinada principalmente por RVP. Por ello, un incremento de las RVP genera una disminución

de la velocidad de contracción cardiaca y una disminución de las mismas la aumenta (Theodore, et al. 2022).

Ante la presencia de fármacos inotrópicos, se observa un desplazamiento de la relación velocidad-fuerza hacia arriba y a la derecha, lo que aumenta la velocidad de contracción máxima. Por otro lado, patologías como la insuficiencia cardiaca desplazan la relación hacia abajo y a la izquierda, disminuyendo de forma notable dicha relación (Llagunes, 2020).



3 Figura 3. Relación Fuerza-Velocidad, en condiciones normales, insuficiencia cardiaca y tras la administración de fármacos inotrópicos positivos.

En estados donde no hay variaciones significativas entre la pre y postcarga, es pertinente hablar de los cambios en la contractilidad cardiaca, siendo aquellos donde aumenta el trabajo cardiaco como inotropismo positivo, e inotropismo negativo cuando este disminuye.

1.5 Inotropismo positivo

Los fármacos inotrópicos positivos se encargan de aumentar la contractilidad cardiaca al aumentar la $[Ca^{2+}]_i$, ya sea por aumento de la entrada extracelular de Ca^{2+} o por liberación desde el retículo sarcoplásmico, así como la sensibilización de las proteínas contráctiles a este ion (Bers, et al. 2014).

En condiciones fisiológicas, el estímulo simpático es el principal impulsor de este mecanismo, principalmente por la liberación de catecolaminas por parte de la glándula suprarrenal, lo que genera interacción con los receptores β cardiacos, culminando en un aumento del AMPc intracelular, guiando la cascada de fosforilación. El resultado final de un estímulo simpático sería entonces, un aumento en la contractilidad, el volumen sistólico y la frecuencia cardiaca (Bers, et al. 2014).

1.6 Inotropismo negativo

La disminución de la contractilidad cardíaca puede suceder por varios factores, como la regulación por parte del sistema parasimpático, una reducción de la frecuencia cardiaca, hipercapnia, isquemia y la administración de distintos fármacos bloqueadores de canales de calcio, simpaticolíticos, anestésicos generales. El mecanismo por el cual están mediadas estas respuestas, en su mayoría se deben a una disminución del ingreso de Ca^{2+} extracelular y también su liberación intracelular (Bers, et al. 2014).

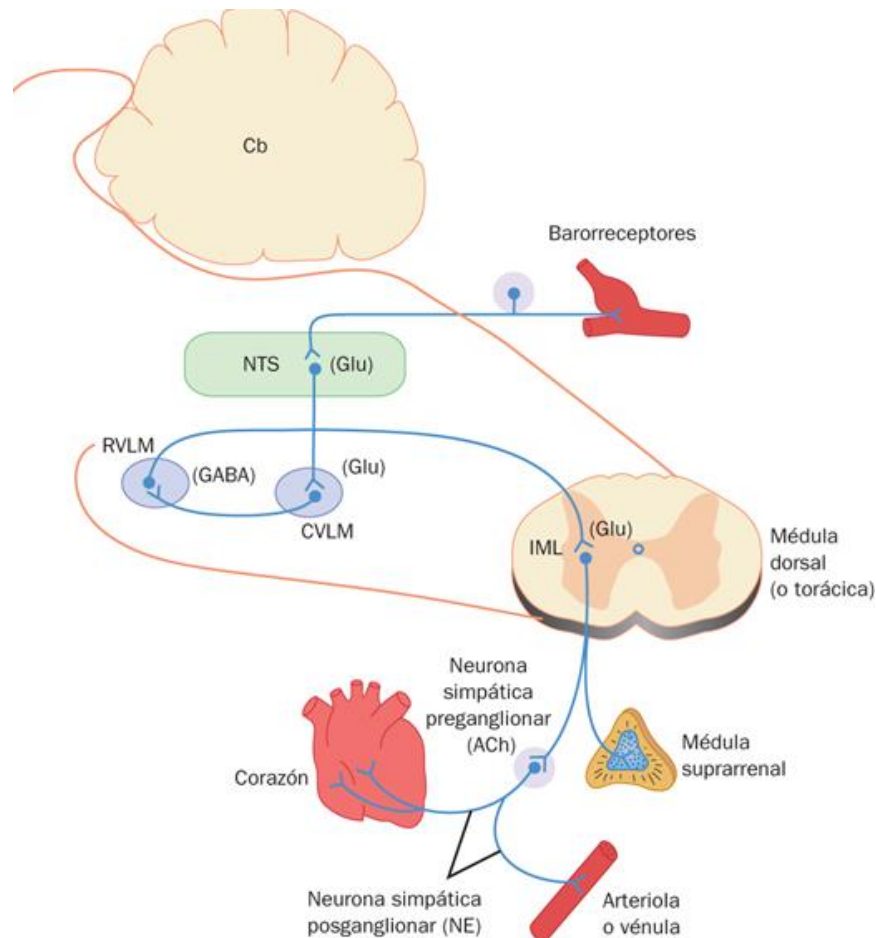
1.7 Control neural cardiovascular

La inervación vascular está dada por el sistema simpático autónomo. La vasodilatación está mediada por receptores α_1 adrenérgicos, principalmente por

parte de la noradrenalina. Por otro lado, la interacción entre la epinefrina y los receptores β -adrenérgicos en el músculo liso vascular genera vasodilatación. Las arteriolas, que son los principales responsables de las RVP, son los sitios donde se encuentran más ricamente inervados por estos receptores. El nivel del estímulo simpático, ya sea un aumento o disminución, es uno de los principales factores que se encargan de mediar la vasoconstricción y vasodilatación (Dampney, 2016).

Los barorreceptores del seno carotídeo y el arco aórtico son componentes importantes de la regulación neural vascular. Estos envían aferencias inhibitorias al tallo cerebral ante estímulos de aumento de presión la pared arterial, en caso de una disminución de la presión arterial estos estímulos disminuyen, específicamente al núcleo rostral ventrolateral del bulbo (NRVL). La neurona aferente bulbar viaja al asta intermediolateral de la columna lumbar donde activa las neuronas simpáticas ganglionares, efectuando la respuesta deseada (Dampney, 2016).

En el circuito pulmonar, la vasodilatación está mediada por parte del nervio vago que responde ante la insuflación de los pulmones, el cual envía aferencias al NRVL, inhibiendo el mismo y como consecuencia se genera una disminución del estímulo simpático.



4 Figura 4. Vías neurales involucradas en el control de la presión arterial.

A nivel periférico, se pueden encontrar quimiorreceptores los cuales responden ante una disminución en la presión arterial parcial de oxígeno (PaO_2), así como un aumento de la presión arterial parcial de dióxido de carbono (PaCO_2) y del pH. Normalmente la activación de estos receptores genera una respuesta de

vasoconstricción y modificaciones a nivel de la respiración para mantener la homeostasis (Dampney, 2016).

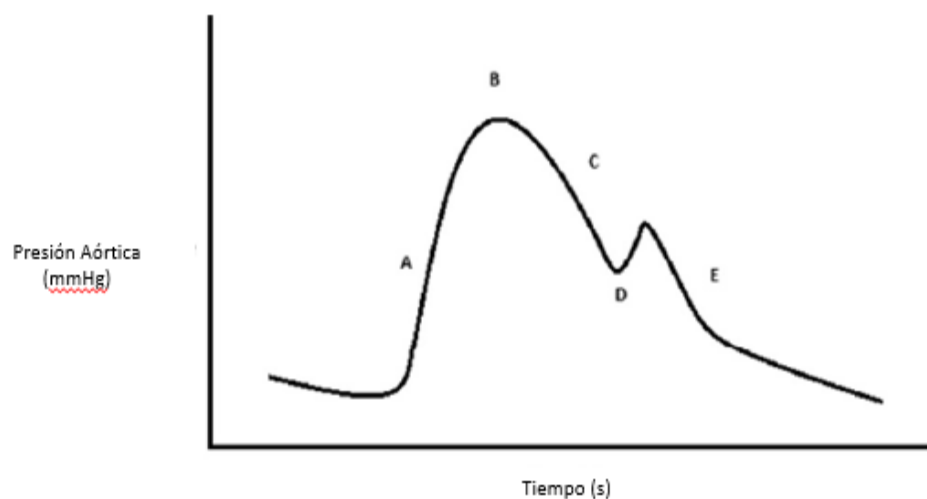
Capítulo 2: Análisis de curva de presión arterial

La onda de presión arterial sistémica corresponde a la gráfica generada al determinar los cambios en la presión arterial durante el ciclo cardiaco, la cual consiste en la eyección del volumen sistólico por parte del ventrículo izquierdo, seguida por la disipación generada en diástole. Existe una íntima relación entre el inicio de la onda de presión, con el potencial de acción registrado en el electrocardiograma (EKG), con un retraso de 120-200 ms entre la aparición de la onda R en el EKG y el ascenso sistólico en la onda de presión (Alastruey, et al. 2012).

La curva de presión arterial se puede dividir en cinco componentes:

- a) Ascenso sistólico
- b) Pico sistólico
- c) Descenso sistólico
- d) Incisura o escotadura dicrótica
- e) Diástole

El ascenso sistólico corresponde a la apertura de la válvula aórtica con la eyección del volumen ventricular, llegando al pico, donde se presenta el zenit de la presión sistólica para dicho ciclo cardiaco. Conforme finaliza el proceso de contracción ventricular la presión disminuye hasta que se cierra la válvula aórtica; proceso determinado en la onda de presión por la incisura dicrótica. Continuando finalmente con el descenso de la presión hasta el final de la diástole (Alastruey, et al. 2012).



5Figura 5. Morfología de la curva de presión arterial.

2.1 Presión arterial

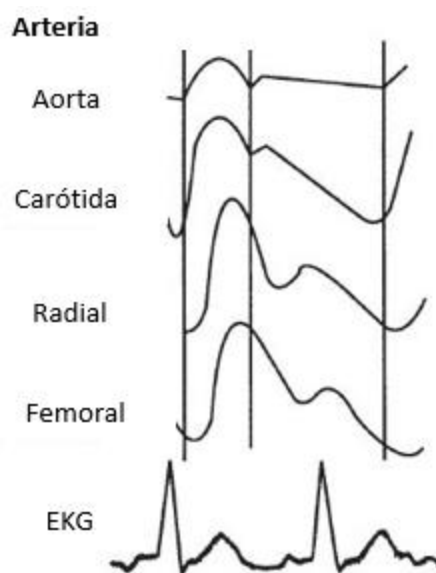
La presión arterial media (PAM) corresponde al promedio de presión a lo largo del tiempo en el sistema vascular. En la curva de presión arterial, esta corresponde efectivamente a la medición del área bajo la curva, pudiéndose medir también como una fórmula matemática simplificada, siendo la presión diastólica sumada a un tercio de la presión de pulso (Jang, et al. 2020).

2.2 Amplificación distal de la presión

Debido a las diferentes características físicas de los vasos presentes a lo largo del árbol vascular y los cambios en la velocidad de eyección sanguínea, el contorno de la curva de presión arterial no es uniforme en todo el trayecto del componente circulatorio, sino que incrementa su presión sistólica y disminuye la diastólica conforme se aleja de raíz aórtica y se avanza hacia vasos de menor calibre (Jang, et al. 2020).

El ascenso sistólico presenta una mayor pendiente, el pico sistólico aumenta levemente y la incisura dicrótica se aprecia más tarde en el ciclo cardíaco, por lo

cual existe una leve disparidad en las presiones sistólicas y diastólicas medidas a nivel central y la periferia, con un aumento de la presión de pulso. Algunas de estas diferencias se deben a la velocidad de la onda de pulso. Existe un retraso de unos 60 ms entre el inicio del ascenso sistólico aórtico y su contraparte periférica. Sin embargo, a pesar de las diferencias en la morfología, se debe notar que la PAM se mantiene igual o muy similar, disminuyendo levemente en los vasos periféricos más distales (Agnoletti, et al. 2012).

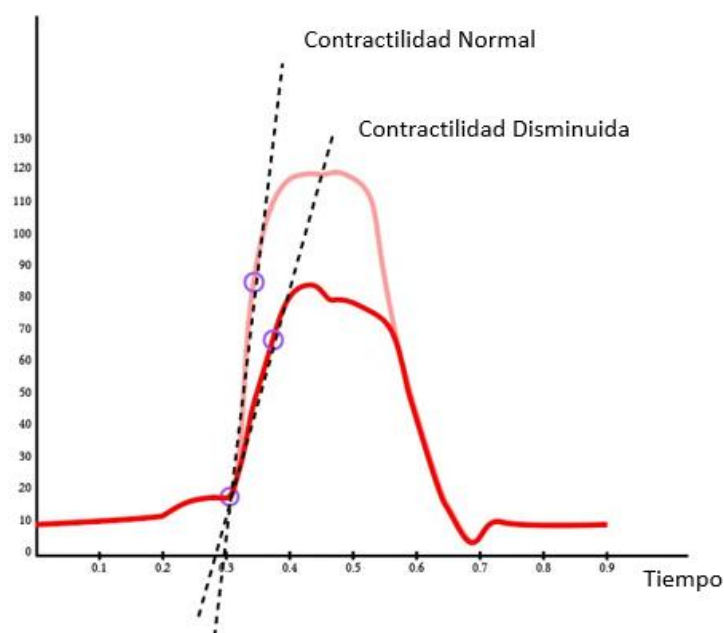


6 Figura 6. Amplificación distal de la presión arterial.

2.3 Contractilidad

La onda de presión arterial grafica los cambios de presión a lo largo del tiempo y por tanto la pendiente del ascenso sistólico representa la velocidad de cambio de presión. Generalmente hablando, entre más empinado sea el ascenso sistólico, más rápido será el ascenso de la presión y por ende una mayor fuerza de contracción. Por otro lado, si la pendiente del ascenso sistólico disminuye, menor es la velocidad del cambio de presión y menor será la contractilidad del músculo cardíaco, siendo información que se puede utilizar a la hora de titular la utilización de fármacos inotrópicos (Thiele, et al. 2015).

La relación que existe entre la pendiente del ascenso sistólico y la contractilidad cardiaca puede resultar controversial, algunos estudios sugieren que la velocidad del cambio de presión no se encuentra afectada solamente por la contractilidad, sino también por la presión ventricular al final de la diástole, la postcarga y la activación del sistema de conducción ventricular. Sin embargo, se ha determinado que en general, la medición a nivel de arteria radial refleja de manera fidedigna el estado contráctil del ventrículo izquierdo (Mehta, et al. 2014).



7. Figura 7. Cambio en la pendiente de ascenso sistólico con cambios de la contractilidad.

2.4 Complianza arterial

La presión de pulso arterial depende de la función del ventrículo izquierdo, la contractilidad y la complianza de los vasos. Conforme aumenta el tono vascular arterial, la presión de pulso aumenta debido a una menor elasticidad arterial, generando normalmente presiones sistólicas mayores, y diastólicas menores como lo es en el caso de la aterosclerosis. Inversamente, al presentarse una disminución del tono vascular, la presión de pulso disminuye como se puede observar en estados de *shock* distributivo (Mehta, et al. 2014).

2.5 Resistencias vasculares periféricas

El descenso diastólico indica cuánta resistencia existe a lo largo del árbol vascular para mantener la presión dentro del circuito una vez que cesa la eyección del volumen sistólico por parte del ventrículo izquierdo. En estados donde se mantiene un volumen estable, los cambios en las RVP se manifestarán en la pendiente del descenso diastólico de la onda de presión. Ante un descenso marcado de las RVP, la pendiente disminuye de manera pronunciada, como se puede evidenciar en el uso de terapia vasodilatadora o sepsis. Inversamente, un descenso diastólico poco profundo demuestra la presencia de RVP aumentadas, como lo es normalmente en caso de insuficiencia cardiaca. El uso de este fenómeno en el contexto clínico es poco utilizado, debido a que la estimación de las RVP ha demostrado ser difícil si se utiliza solamente la morfología de la onda de presión arterial (Mynard, et al. 2020).

Inicialmente, los dispositivos de monitoreo pueden calcular las RVP, asumir su valor o ambas. Los dispositivos de monitoreo invasivo calibrados calculan estos valores con el cociente de la presión arterial media y el GC medido, el cual es obtenido por medio de termodilución transpulmonar. Los dispositivos no calibrados utilizan un valor determinado, el cual está definido por valores demográficos del paciente, como edad, género, talla y peso (Mynard, et al. 2020).

2.6 Hipovolemia

La estimación del volumen intravascular efectivo es una de las tareas clínicas básicas del anestesiólogo. Las limitaciones presentes al valorar los cambios de la frecuencia cardiaca y la presión arterial ya son conocidas, sin embargo, el diagnóstico clínico de hipovolemia normalmente se basa en estos dos parámetros y documentar la presencia de hipovolemia en situaciones donde ambas variables se encuentran dentro de los rangos normales puede ser un reto.

Las variaciones inducidas en la onda de presión arterial y la pletismografía durante la ventilación por presión positiva han demostrado ser indicadores sensibles

de la presencia de hipovolemia, al igual que predictores adecuados para la respuesta del gasto cardiaco ante la carga de fluidos. Estas variables dinámicas han mostrado ser de mayor fiabilidad que las variables estáticas en la respuesta del GC, como, por ejemplo: presión venosa central y la presión de oclusión de la arteria pulmonar (Messina et al, 2018).

Conforme varía el retorno venoso del corazón durante la ventilación con presión positiva, también puede variar la presión de pulso arterial, en respuesta a los cambios de la precarga en cada ciclo cardiaco. De este modo, la variabilidad en la presión de pulso (PPV) a lo largo del ciclo respiratorio se puede utilizar como un sustituto para valorar la capacidad de respuesta del paciente a volumen. Los porcentajes de variación de la presión de pulso entre un ciclo respiratorio y otro, mayores a 13% indican una capacidad de respuesta a volumen; valores menores a 7% representan una incapacidad de respuesta. Cabe reiterar que estos parámetros son más específicos para determinar la capacidad de respuesta a volumen y no tanto valores estáticos para determinar la precarga ventricular. De manera que varía la precarga ventricular, también se genera una variabilidad en el volumen sistólico (SVV), siendo este un parámetro también utilizado en la capacidad de respuesta ventricular (Mackenzie, et al. 2014).

Capítulo 3: Analizadores de curva de presión arterial

Los distintos dispositivos de monitorización invasiva disponibles en el mercado utilizan como principio que la parte sistólica de la curva de presión arterial es proporcional al volumen sistólico e inversamente proporcional a la complianza arterial. Las 2 principales diferencias entre los dispositivos disponibles consisten, primeramente, en que algunos necesitan calibración externa mientras que otros no. Segundo, algunos dispositivos analizan la curva de presión por medio de catéter invasivos mientras que otros analizan la curva de presión estimada de manera no invasiva. En la mayoría de los casos, las casas comerciales mantienen secreto el algoritmo específico utilizado por cada uno de los dispositivos (Esper, et al. 2014).

Debido a la utilización de distintos algoritmos, cada dispositivo realiza sus funciones integrativas de una manera específica, sin embargo, para poder ser utilizados en un contexto clínico, cada uno debe ser capaz de analizar propiamente la geometría de la curva de presión, principalmente en su porción sistólica. Debe además estimar de manera adecuada la complianza arterial, tomando en cuenta el tono de los vasos, además estimar la presión aórtica con base en la onda de presión arterial periférica, entendiendo el concepto de amplificación distal previamente mencionado (Ochoa, 2015).

Un dispositivo ideal, además de presentar las características ya descritas, debe poder realizar una medición continua del GC, valorar la precarga, índices de contractilidad cardiaca, valoración de postcarga, medición de agua extravascular pulmonar, ser confiable, operador independiente, mínimamente invasivo y costo efectivo. Debe ser capaz además de analizar el contorno de la curva de presión arterial en situaciones donde la morfología de la misma se encuentra alterada, con variaciones en la presión arterial sistémica. Algunos ejemplos donde se pueden encontrar morfologías anormales son los siguientes: Pulso *parvus* et *tardus* en estenosis aórtica, pulso *bisferens* en insuficiencia aórtica, pulso paradójico en taponamiento cardiaco, por mencionar algunos (Ochoa, 2015).

3.1 Dispositivos invasivos calibrados

Existen 2 dispositivos que utilizan la termodilución transpulmonar para su calibración: el sistema PiCCO de Pulsion Medical Systems y el VolumeView de Edwards Lifesciences. La termodilución transpulmonar consiste en la inyección de solución salina fría a través de un catéter central y el análisis de la curva de termodilución a nivel arterial, normalmente a nivel femoral (Ochoa, 2015).

El PiCCO estima el gasto cardiaco midiendo el área bajo la curva de la porción sistólica de curva de presión arterial, dividiéndola por la complianza aórtica. El algoritmo también toma en cuenta la medición de las RVP, las cuales se modifican con el tiempo, a partir de este punto el dispositivo estima el GC tomando en cuenta estas variaciones. Cada vez que se recalibra el dispositivo el valor inicial del GC, el cual se puede modificar a lo largo del tiempo, toma como nuevo valor base el denotado por medición de la termodilución transpulmonar. El VolumeView utiliza un principio similar y ambos han sido validados en el manejo de paciente críticamente enfermos (Litton, et al. 2012).

Otro método de calibración de estos dispositivos es por medio de la técnica de dilución de litio, utilizada por el monitor LIDCO plus, de LIDCO. Se inyecta una alícuota de cloruro de litio en un catéter central y posteriormente se mide su concentración a nivel arterial, normalmente en la arteria radial. Este ha demostrado presentar una fidelidad similar a la presentada por la termodilución transpulmonar. Sin embargo, se debe recalcar que para la estimación de GC en este modelo, se toma en cuenta el principio de conservación de masa y energía, a diferencia del PiCCO que se basa en un modelo de Windkessel para realizar sus estimaciones. Cada vez que se realiza una dilución de litio, se reestablece una nueva línea base del GC (Porhomayon, et al. 2012).

La tabla #1 muestra la comparación entre los dispositivos invasivos calibrados, su método de calibración, el algoritmo utilizado para el análisis de datos, características propias de cada uno y sus desventajas.

Tabla 1. Dispositivos Invasivos calibrados

<i>Dispositivo</i>	<i>Calibración</i>	<i>Algoritmo</i>	<i>Características</i>	<i>Desventajas</i>
<i>LiDCOplus</i>	Dilución transpulmonar de litio	Gasto Cardiaco pulsátil	Menos sensitivo a cambios morfológicos arteriales y a aenuación arterial	Invasivo, requiere de un catéter venoso central
<i>PiCCO</i>	Termodilución transpulmonar	Analisis del contorno de la curva y medición del área bajo la curva	Estima la compliance arterial y RVP GC en tiempo real Valor diagnóstico similar a catéter pulmonar	Requiere múltiples calibraciones Poco fiable en contexto de hipotermia
<i>VolumeView</i>	Termodilución transpulmonar	Langewouters	Validado en pacientes hiperdinámicos y con vasoplegia Más preciso que el PiCCO	Menos invasivo

Fuente: Esper, S. A., & Pinsky, M. R. (2014). Arterial waveform analysis. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 28(4), 363–380

3.2 Dispositivos invasivos no calibrados

Estos dispositivos son capaces de presentar una estimación del GC sin necesidad de una calibración inicial y normalmente se pueden utilizar en cualquier

tipo de línea arterial. Los más conocidos a nivel comercial son el FloTrac, ProAQT, LiDCOrapid y MostCare (Jozwiak, et al. 2018).

EL FloTrac estima el gasto cardiaco como producto de la pulsatilidad y un factor K, el cual cuantifica la complianza y resistencia arterial estimada a partir de los datos morfológicos del paciente. Estos valores se reanalizan cada 60 segundos para una nueva línea base de medición.

El sistema ProAQT estima el valor inicial del GC a través de una autocalibración generada a partir de los datos biométricos del paciente, PAM y frecuencia cardiaca. El algoritmo de análisis de la curva es similar al sistema PiCCO. Este puede realizar una autocalibración en cualquier momento, además se pueden ingresar un valor base del GC de manera externa para que el sistema lo utilice como línea base de medición (Jozwiak, et al. 2018).

El dispositivo LiDCOrapid utiliza un algoritmo similar al ProAQT, así como la utilización de datos biométricos previamente conocidos para estimar la complianza arterial. El MostCare es otro dispositivo que no requiere calibración que utiliza como algoritmo base un método analítico de grabación de la presión o PRAM por sus siglas en inglés. Se basa en el principio de que variaciones de la presión de un vaso, generará variaciones en el diámetro de la pared del mismo. Este es el único dispositivo que realiza la medición independiente de las características base del paciente. En diferentes estudios se ha logrado demostrar un porcentaje de error aceptable (<30%) en cirugías cardiacas, pacientes críticamente enfermos, y en aquellos con infusiones de medicamentos vasopresores en comparación con el catéter intrapulmonar (Jozwiak, et al. 2018).

Ambos dispositivos, el FloTrac y ProAQT, han demostrado ser fiables en el contexto perioperatorio del paciente. Sin embargo, se ha visto que disminuye su fiabilidad durante la cirugía de trasplante hepático y en pacientes bajo shock con altas dosis de vasopresor, principalmente por los marcados cambios en el tono y la complianza arterial. Los cambios en la morfología de la onda de presión en pacientes críticamente enfermos, como por ejemplo en casos de regurgitación

aórtica, estenosis aórtica, colocación de balones de contrapulsación aórtica y con alteraciones de la atenuación en el circuito (Monnet, et al. 2015).

Para obtener una calidad óptima de la onda de presión arterial, se debe tomar en cuenta ciertas características del circuito, las cuales están definidas por la masa de líquido dentro de las conexiones, la elasticidad de estas y la fricción entre el fluido y el sistema de conexiones. Estas características normalmente se encuentran descritas entre la frecuencia natural del sistema de monitoreo y el coeficiente de atenuación, el cual se puede describir como la sumatoria de la fuerza de fricción que se oponen a las oscilaciones del circuito.

El fenómeno de sobreatenuación e infraatenuación puede generar múltiples artefactos a la hora de integrar el análisis de la curva de presión. Generalmente hablando, entre más largo sea el circuito del sistema mayor será el coeficiente de atenuación y entre mayor sea el radio de las conexiones, menor será este. El “flas-flush test” que consiste en una inyección de solución a través del catéter y la valoración de la respuesta posterior a esta, permite valorar la atenuación del circuito (Saugel, et al. 2020).

Una curva de presión subatenuada difiere en cuanto a las mediciones de una curva de presión normal en los siguientes parámetros:

- a) Sobreestimación de la presión sistólica y presión de pulso.
- b) Subestimación de la presión diastólica.
- c) Incisura dicrótica profunda.
- d) Oscilaciones no fisiológicas durante la fase diastólica.

Normalmente una subatenuación del circuito se debe a una tubería excesivamente rígida y fallos propiamente del transductor de señal.

En caso de presentarse una sobreatenuación del sistema, normalmente se representa de la siguiente manera:

- a) Subestimación de la presión sistólica y la presión de pulso.
- b) Sobreestimación de presión diastólica.
- c) Ausencia de incisura dicrótica.
- d) Ascenso sistólico lento.
- e) Pérdida general de los detalles de la curva de presión

Las razones más comunes para un circuito sobreatenuado normalmente se relacionan a una baja presión de la bolsa de presión, burbujas de aire en el circuito, coágulos, conexiones abiertas y otras obstrucciones mecánicas del circuito. Para evitar estos escenarios, la principal recomendación es no realizar modificaciones al sistema original a utilizar, a menos de que sea absolutamente necesario, como en casos quirúrgicos, donde los brazos del paciente se encuentran a los lados del mismo y es necesaria una extensión en caso de no alcanzar adecuadamente para el uso del anesthesiólogo (Saugel, et al. 2020).

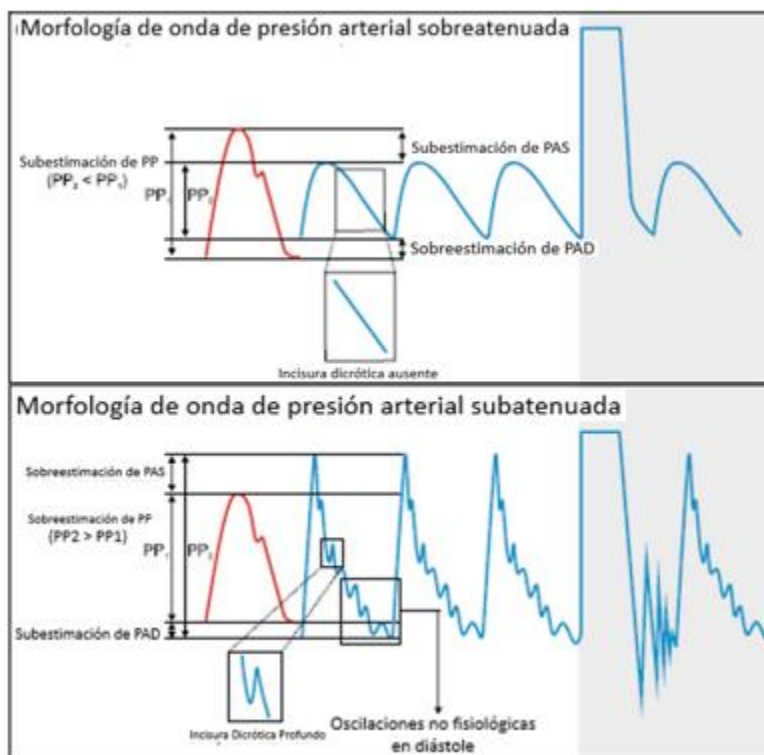
Tabla 2. Dispositivos invasivos no calibrados

<i>Dispositivo</i>	<i>Algoritmo</i>	<i>Características</i>	<i>Desventajas</i>
<i>FloTrac</i>	Langeweuters	<ul style="list-style-type: none"> - Más estudiado - Fiable en el perioperatorio 	<ul style="list-style-type: none"> - Fiabilidad controversial fuera del contexto perioperatorio - Disminuye precisión con cambios en el tono vasomotor
<i>LiDCOrapid</i>	GC pulsátil	<ul style="list-style-type: none"> - Utiliza nomogramas de talla, peso y edad para 	<ul style="list-style-type: none"> - Poca fiabilidad comparado con el

		establecer la compliance arterial	la Doppler esofágico.
<i>ProAQT</i>	Confidencial. Utiliza datos biométricos	- Análisis de la onda de presión >250 veces por segundo	- Requiere de más estudios de validación
<i>MostCare</i>	PRAM	- No requiere calibración - Se puede utilizar con balón de contrapulsación aórtica - Validado en pacientes críticamente enfermos	- Menos invasivo

Fuente: Esper, S. A., & Pinsky, M. R. (2014). Arterial waveform analysis. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 28(4), 363–380

Las alteraciones de la morfología en estos escenarios pueden encontrarse en la figura siguiente.



8 Figura 8. Morfología de la onda de presión arterial bajo atenuaciones subóptimas.

3.3 Dispositivos no invasivos no calibrados

Con el método de oclusión volumétrica utilizada por el ClearSight de Edwards Lifesciences y el CNAP de CNSystems, se es capaz de obtener una curva de presión arterial de manera no invasiva. Este consiste en un brazalete inflable colocado alrededor del dedo, el cual se encarga de estimar el volumen en las arterias del dedo. El brazalete se infla y desinfla a lo largo del ciclo cardiaco para mantener un volumen constante de sangre en las arterias. A partir de la presión medida dentro del brazalete, se logra estimar una medida de la presión arterial. Se ha demostrado la fiabilidad de este sensor en el contexto de sala de operaciones, sin embargo, se ha cuestionado su uso en paciente en shock debido al aumento de

las RVP y el edema periférico que se puede presentar presentar (Heijne, et al. 2021).

La medición de la curva de la onda de presión arterial también se puede medir de manera no invasiva con tonometría por aplanamiento de la arteria radial. La onda de presión se mide de manera continua por un sensor electromecánico colocado alrededor de la muñeca del paciente. Sin embargo, esta técnica carece de estudios que validen su utilización en el contexto perioperatorio y del paciente críticamente enfermo (Meidert, et al. 2014).

En la tabla 2 se muestra una comparación entre los dispositivos comercialmente disponibles, sus características y desventajas.

3.4 Dispositivos invasivos vs no invasivos

La literatura disponible que compara la fidelidad de los distintos dispositivos de análisis de contorno de la onda es muy heterogénea. En general, en casos de pacientes con estados hemodinámicos adecuados, existe un consenso de fidelidad entre los dispositivos de monitoreo invasivo y no invasivo. La diferencia en la fiabilidad de estos dispositivos normalmente radica en pacientes críticamente enfermos, que requieran uso de terapia vasopresora o vasodilatadora y en estados de shock.

En el estudio realizado por Ilies et al. (2015) se realizó una comparación de del CNAP con una monitorización continua invasiva de la presión arterial en pacientes críticamente enfermos. Se logró determinar una estimación similar en cuanto a la medición de la PAM en casos de dosificación de catelocaminas y destete ventilatorio; no obstante, la intercambiabilidad de estos valores disminuye con la presencia de arritmias cardíacas. Un meta análisis reportó diferencias absolutas de 0.68-13.4 mmHg y de 0.8-18mmHg para la presión sistólica y diastólica respectivamente. La diferencia en estos valores se reflejó últimamente en el

aumento de daño a órgano blanco en casos donde se guio la terapia con base a los valores de presión arterial sistólica, a diferencia del grupo basado en terapia guiada por el valor de PAM, donde no existió una diferencia significativa entre los dispositivos (Ilies, et al. 2015).

En otro estudio donde se comparan la medición del GC de los monitores PiCCO, LiDCO y FloTrac con la termodilución intermitente del catéter de arteria pulmonar, se evidenció un adecuado y comparable desempeño del PiCCO y LiDCO, con un resultado subóptimo por parte del FloTrac. En general se recomienda el uso de sistemas calibrados en situaciones con importante variabilidad de las constantes hemodinámicas y el uso de terapia vasopresora (Lamia, et al. 2017).

En cuanto a las diferencias de las variabilidades dinámicas estimadas por estos dispositivos, hacen falta aún más estudios para determinar la intercambiabilidad de los valores proporcionados por un método de monitorización invasivo sobre el no invasivo (Lamia, et al. 2017).

Capítulo 4: Anestesia y analizadores de presión de curva arterial

El uso de dispositivos de análisis de la curva de presión arterial durante el acto anestésico es un arma adicional en el arsenal del anestesiólogo para guiar sus decisiones terapéuticas durante la cirugía. El dispositivo a utilizar normalmente se guía de acuerdo a las preferencias del anestesiólogo, la cirugía a realizar, aspectos propios del paciente como obesidad, dificultad para canalizar dispositivos invasivos, estado hemodinámico actual y en otras ocasiones por disponibilidad en los centros de salud.

Algunas de las indicaciones de estos dispositivos en pacientes quirúrgicos son dadas para aquellos con alto riesgo de mortalidad (>5%), procedimientos de alta complejidad, la necesidad de tomar muestras repetidas de sangre durante la cirugía, variaciones importantes esperables del GC y la presión sistémica y la utilización de terapia vasopresora. Algunos autores, recomiendan el uso específico de dispositivos con calibración de dilución transpulmonar en cirugías cardíacas o hepáticas, para mantener un mejor control del estado hemodinámico del paciente (Jozwiak, et al. 2018).

Entre mayores sean las comorbilidades del paciente, tiempo quirúrgico y complejidad de la cirugía, mayor será la proporción de morbilidad asociada a esta. Se ha visto que en general, existe una tasa de mortalidad de ~4% asociada a procedimientos quirúrgicos en general, con variaciones importantes entre países. Si bien este porcentaje de mortalidad se distribuye entre todas las clasificaciones de la Sociedad Americana de Anestesiólogos (ASA), la mayor tasa de la misma fue reportada en pacientes clasificados ASA III y ASA IV (4.6% y 17.9% respectivamente). Existe además un crecimiento en la evidencia de mayor tasa de complicaciones y mortalidad entre aquellos pacientes sometidos a cirugía compleja no cardíaca en comparación con aquellos que son sujetos a cirugía cardíaca (Jozwiak, et al. 2018).

Al tomar la decisión de una monitorización invasiva de la presión arterial, se debe colocar el catéter arterial de manera estéril, normalmente usando la técnica de

catéter sobre guía, también conocida como técnica de Seldinger y confirmar una adecuada perfusión distal con la prueba de Allen, en caso de cateterizar arteria radial. El uso de ultrasonido puede simplificar la colocación de la línea arterial. Estos dispositivos deben calibrarse con la presión atmosférica a un valor de 0 mmHg y colocarse a la altura del atrio derecho del corazón del paciente, también denominada como eje flebostático, esto debido a que el dispositivo debe tener como referencia un valor de 0 mmHg la presión dentro del atrio derecho y poder medir de manera fidedigna las variaciones de la onda de presión a nivel distal. En un paciente en posición decúbito supino, los puntos de referencia normalmente utilizados corresponden a unos 5cm profundo del esternón o la línea media axilar en el 4to espacio intercostal. En caso de existir desplazamiento de este punto durante la cirugía, el transductor debe ser recolocado y calibrado a cero nuevamente. Al colocarse el transductor por debajo del eje flebostático, que corresponde al atrio derecho, la presión aumenta 7.5 mmHg por cada 10cm de altura y viceversa en caso de colocarse por encima del eje flebostático (Saugel, et al. 2020).

Se debe tomar en cuenta las posibles complicaciones de la colocación de un catéter arterial para medición de la curva de presión arterial, a diferencia de los dispositivos no invasivos, que al colocarse sobre el dedo la tasa de complicaciones es mínima. Entre estas podemos mencionar dolor local, parestesias, hematomas, infección, sangrado, formación de pseudoaneurismas, isquemia distal, embolia aérea, colocación accidental de fármacos intraarteriales, trombosis vascular, lesión nerviosa y vascular. La incidencia de este tipo de complicaciones varía, entre ellas las asociadas a eventos isquémicos suele ser menor a 0.1%, la oclusión de arteria radial varía de 1.5-30% y la formación de pseudoaneurismas difiere en los distintos sitios de punción, siendo la de mayor incidencia la arteria femoral con un 0.3% (Singh, et al. 2017).

Los algoritmos de análisis de presión de la curva presentes en los dispositivos comercialmente disponible cuentan con la capacidad de estimar variables fuera de las medidas propiamente por el análisis del contorno de la línea arterial. Entre estas

podemos mencionar: Volumen global telediastólico, volumen de sangre intratorácico, agua pulmonar extravascular, índice cardiaco, índice de función cardiaca, volumen de sangre pulmonar, índice de permeabilidad vascular pulmonar e índice de resistencias vasculares periféricas.

4.1 Selección del dispositivo a utilizar

Con el advenimiento de nuevas tecnologías de monitorización, tanto invasivas como no invasivas, recae sobre el anestesiólogo una mayor variedad de dispositivos de monitoreo hemodinámico a utilizar. Actualmente no existe un consenso científico sobre cuál de estos es mejor que los demás de manera general, sin embargo, cada uno presenta diferentes características las cuales han sido estudiadas en una variedad de escenarios; algunos con resultados heterogéneos lo cual dificulta realizar una adecuada recomendación sobre cuál utilizar por encima de otro. Actualmente existe una importante brecha entre la oferta y desarrollo de estas tecnologías y la evidencia para implementar protocolos de tratamiento y su uso en la rutina clínica diaria. Entre los dispositivos mencionados en el capítulo anterior, podemos tener una idea general de las ventajas y desventajas de cada uno. Ultimadamente, la elección del dispositivo va a recaer sobre el tipo de cirugía del paciente, la disponibilidad de los mismos en el centro médico y el nivel de familiaridad que presenta cada clínico sobre estos.

a) PiCCO

El sistema de monitorización PiCCO es uno de los más estudiados en cuanto a su fiabilidad en determinar de manera continua la medición de la presión arterial y el GC. Entre otras variables fisiológicas podemos mencionar el volumen térmico intratorácico, volumen intrapulmonar, volumen diastólico final, volumen de sangre intratorácico y el volumen de agua extravascular pulmonar; las cuales, a diferencia de los sistemas de monitorización no calibrados, solamente los pueden estimar o no los reproducen del todo. Este sistema ha sido ampliamente validado respecto al catéter de la arteria pulmonar y su uso en conjunto con la ecocardiografía transesofágica ha probado ser la más fidedigna en cuanto la medición de las

variables fisiológicas, inclusive en estados extremos de alteración hemodinámica, el cual a diferencia de otros dispositivos no calibrados carecen de una precisión adecuada en pacientes críticamente enfermos. Presenta además dos principales ventajas sobre el catéter de arteria pulmonar, las cuales son que es menos invasivo y sus mediciones son independientes del ciclo respiratorio (Hofkens et al, 2015).

La capacidad que presenta este dispositivo para un monitoreo directo y continuo del gasto cardiaco y la presión arterial, lo colocan como el sistema de monitorización ideal para la utilización en cirugías de alta complejidad como lo son la cirugía cardiaca y hepática. Si bien se ha logrado determinar una disminución en la morbilidad postquirúrgica, la tasa de mortalidad y estancia hospitalaria no ha demostrado disminuir al utilizar este dispositivo en una terapia guiada por objetivos (Hofkens et al, 2015).

Es de suma importancia para el médico tener un entendimiento del funcionamiento del mismo y la necesidad de recalibrar el dispositivo, principalmente cuando se presentan variaciones importantes del gasto cardiaco o la presión arterial, mejorando de esta manera la precisión medición de los valores hemodinámicos.

En la literatura, el sistema PiCCO ha sido validado para su uso además en pacientes en contexto de unidades de cuidados intensivos.

b) VolumeView

El sistema de monitoreo cardiaco invasivo VolumeView ha sido principalmente comparado con el PiCCO. La literatura generalmente los menciona como dispositivos intercambiables en el monitoreo de pacientes de alto riesgo y cirugía cardiaca. Existen pocas diferencias en la precisión de medición entre ambos sistemas. Ha sido descrita una leve mejoría en la precisión de la medición (10%) respecto a otros dispositivos invasivos calibrados, los cuales están asociados principalmente con el algoritmo y método de análisis utilizado, permitiéndole al software una determinación más fidedigna de la incisura dicrótica (Hofkens et al, 2015).

c) FloTrac/Vigileo

Actualmente este dispositivo se encuentra equipado con un software el cual modifica el algoritmo inicial del dispositivo con una base de datos más grande en cuanto al trazado de presión en pacientes hiperdinámicos y vasoplégicos. Se han mencionado dos estudios donde este nuevo algoritmo ha sido investigado en distintas poblaciones de pacientes, mostrando una concordancia tanto en la termodilución de la arteria pulmonar, así como termodilución transpulmonar. Sin embargo, en el paciente que presenta condiciones hemodinámicas serias, sea vasoplegia o hiperdinamia parece presentar un problema en cuanto a la exactitud y precisión de la estimación del GC. La poca información disponible en cuanto a las terapias guiadas por objetivos basadas en este dispositivo muestra una reducción de la morbilidad de los pacientes de alto riesgo quirúrgico, mas no sin embargo un cambio en la tasa de mortalidad (Renner et al, 2016).

d) LIDCOrapid

El dispositivo de LIDCOrapid ha sido valorado en distintos escenarios clínicos y experimentales con resultados ambiguos, demostrando nuevamente una heterogeneidad de resultados y una falta de consenso sobre su uso sobre otras tecnologías de este tipo. El último dispositivo desarrollado utiliza un nomograma para calcular la complianza arterial por lo cual no es necesaria una calibración previa con litio (Monnet, et al. 2015).

Al igual que el sistema FloTrac/Vigileo, este requiere solamente de una la colocación de una línea arterial y por ende sufre de las mismas limitaciones que los demás analizadores de curva de presión arterial no calibrados, tales como cambios rápidos en el tono vascular en situaciones de vasoplegia y/o la administración de vasopresores. En comparación con la termodilución transpulmonar, en situaciones hemodinámicas extremas, se ha determinado que el método de análisis de este dispositivo se ve influenciado de manera importante por la presión arterial media, resultando en un sesgo inaceptablemente alto para el algoritmo utilizado y el análisis de la VPP y SVV aportan poco beneficio en cuanto a la terapia guiada por objetivos de resucitación hídrica del paciente. De igual manera no presenta una adecuada

intercambiabilidad con el uso de Doppler esofágico. Este dispositivo presenta poco uso a nivel global, por lo cual todavía se recomiendan mayores estudios en cuanto a su uso en distintos escenarios clínicos (Renner et al, 2016).

e) ProAQT

Este dispositivo es uno de los que han sido introducidos al mercado más recientemente. El hecho de poder ser integrado a cualquier sistema de análisis de curva de presión arterial presenta una ventaja respecto a sus competidores. Estudios de validación de su uso en contexto de unidades de cuidado intensivo en cuanto a la administración de fluidos e infusión de norepinefrina con respecto a cambios en el GC, han mostrado una comparabilidad con la termodilución transpulmonar. Si bien en condiciones hemodinámicas graves la estimación de los valores absolutos del GC no fueron las adecuadas, los cambios en la variabilidad del GC si han demostrado ser confiables. La capacidad de autocalibración de este dispositivo no presenta diferencias significativas respecto a la fiabilidad del mismo con respecto a otros dispositivos. (Renner et al, 2016).

En el contexto de la cirugía cardiaca, en comparación con la termodilución transpulmonar, se ha demostrado una pobre precisión en la estimación del GC y la fiabilidad en determinar variaciones en la misma sí ha sido probada, principalmente posterior al bypass cardiopulmonar.

Se ha logrado determinar que el uso de este dispositivo respecto a sus resultados en la terapia guiada por objetivos en pacientes sometidos a cirugía abdominal mayor, genera una disminución en la tasa de complicaciones postoperatorias.

f) ClearSight

El dispositivo no invasivo de monitoreo continuo de la presión arterial de Nexfin, ofrece la posibilidad de la estimación continua de variables dinámicas del estado cardiovascular del paciente. Su comparación respecto a los dispositivos invasivos ha sido evaluada en distintos estudios produciendo resultados conflictivos. En pacientes con estados hemodinámicos estables, ha demostrado ser comparable

a las tecnologías de monitoreo invasivo. Sin embargo, en contexto de pacientes críticamente enfermos no fue capaz de reemplazar el monitoreo intraarterial de la presión arterial, por lo cual no se puede recomendar su uso en estos escenarios (Hofkens et al, 2015).

Actualmente este dispositivo no cumple los criterios de validación y calidad por parte de la Asociación para el Avance de Instrumentación Médica (AAMI) y en la literatura disponible no presenta una adecuada intercambiabilidad con otros dispositivos, especialmente en periodos agudos de inestabilidad hemodinámica. Por otro lado, puede ser un sistema útil de respuesta rápida ante cambios fisiológicos importantes, disminuyendo así el tiempo de hipotensión y mejorando la estabilidad hemodinámica en situaciones donde otros métodos de monitorización no se encuentran disponibles (Renner et al, 2016).

En cuanto a la medición en los cambios del GC existen estudios que validan su uso en cirugía cardíaca; en estados de shock no ha demostrado ser lo suficientemente confiable para la medición de esta variable fisiológica, por lo cual no se recomienda su uso en pacientes con estados importantes de hipotensión, principalmente secundario a vasoplegia.

Basado en la literatura disponible, el uso de este dispositivo debe realizarse en poblaciones específicas de pacientes. Aquellas donde se pueda esperar una variabilidad de la presión y el gasto cardíaco sin la presencia de estados de shock, por lo cual es una buena herramienta para utilizar en pacientes con comorbilidades que predispongan a un mayor riesgo, inclusive en cirugías de baja complejidad.

g) CNAP

Este dispositivo es comparable con el ClearSight. De igual manera que con el dispositivo de Nexfin, este presenta cierta incertidumbre en cuanto a su intercambiabilidad con los sistemas de monitoreo invasivo de la presión arterial.

La tecnología presente en el CNAP tiende a subestimar la presión sistólica, sobreestimar la presión diastólica y provee una estimación aceptable respecto a la presión arterial media. En general, ambos dispositivos de monitorización no invasiva

se agregan información importante como sistemas de alerta rápida ante cambios de la presión arterial y el gasto cardíaco, especialmente durante la inducción anestésica (Renner et al, 2016).

4.2 Selección de sitio de canulación

El sitio de canulación para la colocación de la línea arterial, como ya se mencionó previamente, va a depender de las características propias del paciente y de la cirugía a realizar.

a) Arteria Radial

El sitio más comúnmente utilizado es la arterial radial, debido a su anatomía superficial y la presencia de una adecuada circulación colateral distal. Es importante realizar el test de Allen, el cual consiste en la exsanguinación de la mano por parte del paciente al cerrar la misma en puño, mientras el anestesiólogo ocluye ambas arterias a nivel del carpo. La presencia de una adecuada circulación distal colateral se confirma con el retorno de la sangre 5s posterior a la liberación de la presión en la arterial ulnar. Sin embargo, este test ha demostrado no ser completamente fiable en cuanto a la seguridad de la canalización de la arteria radial. Aproximadamente un 5% de los pacientes presentan un arco palmar incompleto y carecen de una circulación palmar colateral adecuada. En caso de que el paciente no sea capaz de colaborar con el anestesiólogo, la presencia de flujo colateral distal se puede comprobar por medio de pletismografía, oximetría de pulso, palpación o Doppler (White et al, 2016).

b) Arteria Ulnar

Normalmente su canalización resulta de mayor dificultad que la arteria radial debido a que esta tiende a presentar un trayecto más profundo y tortuoso. En caso de haber realizado una punción previa en la arterial radial con una canalización infructuosa, no se debe utilizar la arteria ulnar ipsilateral por riesgo de compromiso de la circulación en la mano (White et al, 2016).

c) Arteria Braquial

Esta arteria es fácilmente identificable a nivel de la fosa antecubital y de mayor calibre lo cual facilita su canulación. Al presentar una mayor proximidad con la aorta, genera una menor distorsión de la curva de presión arterial. Sin embargo, la localización cerca del codo predispone a los catéteres en este sitio a un acodamiento del mismo, alterando de esta forma la calidad de la onda de presión obtenida (White et al, 2016).

d) Arteria Femoral

La arteria femoral tiende a ser la más propensa a presentar la formación de pseudoaneurismas y ateromas, pero normalmente proporciona un acceso vascular adecuado y sencillo, principalmente con la utilización de ultrasonido. Este sitio ha sido asociado con una mayor incidencia de infecciones y trombosis arterial, por lo cual no se recomienda su uso en casos donde se planea una monitorización invasiva prolongada posterior al acto quirúrgico (Aouad-Maroun et al, 2016).

e) Arteria Pedia y Tibial Posterior

Al ser unas de las arterias con mayor distancia respecto al corazón, normalmente presentan la mayor amplificación distal y tienden a ser más incómodas de mantener por parte del anestesiólogo, así como del paciente.

f) Arteria Axilar

Normalmente la arteria axilar se encuentra rodeada por el plexo axilar, lo cual puede desencadenar daño neural secundario a un hematoma o una canulación traumática. Se ha visto además que en este sitio la embolia trombótica o aérea puede alojarse de manera más propensa a nivel cerebral al purgar la línea arterial. Sin embargo, en pacientes con quemaduras extensas de las extremidades, este sitio puede ser el óptimo para canular (Aouad-Maroun et al, 2016).

4.3 Corrección de hipovolemia

En el contexto de sala de operaciones, la reposición de líquidos toma una importante connotación en el mantenimiento de la homeostasis del paciente. Como fue previamente mencionado, los parámetros principalmente utilizados para este fin consisten en la PPV y la SVV. Para una adecuada interpretación de estas variables dinámicas el paciente debe encontrarse en ritmo sinusal y ventilado mecánicamente a volúmenes tidales $>8\text{ml/kg}$ con una relación frecuencia cardiaca/frecuencia respiratoria >3.6 . Si bien es cierto las guías de ventilación protectora pulmonar indican un volumen tidal por debajo de 8ml/kg , las variaciones en el retorno venoso a estos volúmenes tienden a ser poco significantes, por lo cual una de las recomendaciones es un incremento temporal de los parámetros para la medición de las variables dinámicas. La PPV bajo estos parámetros presenta una sensibilidad de 88% y una especificidad de 89% para predecir la respuesta a líquidos. Estos valores se ven afectados en cirugías de tórax abierto donde los cambios cíclicos del retorno venoso se ven disminuidos. La disfunción ventricular derecha y la presencia de hipertensión pulmonar pueden producir valores falsamente elevados de la PPV por aumento de la postcarga del ventrículo derecho (Yang, et al. 2014).

La relación PPV/SVV conocida también como elastancia arterial dinámica (Eadyn), es un factor efectivo para la predicción de respuesta a fluidos en pacientes hipotensos dependiendo de precarga. El valor de corte de la Eadyn varía con los diferentes autores. Un estudio realizado por Courson, et al (2019), fija el valor de corte en 0.89 con una sensibilidad de 93% y una especificidad de 100% para presentar un incremento de la PAM $>10\%$ posterior a la expansión de volumen. Estos valores difieren en las fuentes bibliográficas, estableciendo distintos valores de corte para evaluar la capacidad de respuesta a líquidos. Monge García et al. (2014) realizaron un estudio prospectivo con 53 pacientes para valorar la capacidad de respuesta a 500ml de solución salina con base en los valores de Eadyn. Lograron determinar un punto de corte de 0.73 con una sensibilidad y especificidad de 90.9% y 91.5% respectivamente (Monge G, et al. 2014).

Para establecer un punto de corte universal y lograr obtener una predicción adecuada a la infusión de líquidos intravenosos para el tratamiento de la hipotensión, se necesita todavía de más estudios. Sin embargo, el consenso generalizado es que, entre mayor sea la EadyN previo a la resucitación hídrica, mayor será la probabilidad de presentar una respuesta hemodinámica deseada (Zhou, et al. 2021).

En general, la habilidad de valorar la capacidad de respuesta a volumen en pacientes bajo anestesia general se traduce en una menor morbilidad en el periodo post operatorio del paciente, basándose en la resucitación hídrica adecuada de pacientes respondedores a volumen y una mayor predilección a la utilización de fármacos vasopresores en aquellos no respondedores, resultando en menor cantidad de pacientes con balances hídricos positivos. No se ha demostrado una diferencia en cuanto a la incidencia de mortalidad a largo plazo (Nieves, et al. 2019).

4.4 Terapia inotrópica

Se ha investigado en múltiples estudios la tasa de incremento de la presión arterial durante la sístole (dP/dT_{max}), como un sustituto de la función contráctil del ventrículo izquierdo como base para guiar la terapia en casos de disfunción del miocardio. Estudios recientes han tratado de relacionar esta variable para dirigir la decisión de utilizar aminas vasoactivas para la corrección de la hipotensión, con distintos resultados de un estudio a otro. Vaquer et al. (2019), menciona en un estudio observacional prospectivo, donde utiliza dopamina y norepinefrina para medir el cambio de la dP/dT_{max} a nivel femoral. En valores absolutos existió una desviación de 21% y 15% tras la colocación de dosis de dopamina y norepinefrina respectivamente. No hubo cambios en la dP/dT_{max} a nivel femoral luego de la expansión del volumen vascular. Estos resultados se traducen en que la velocidad de cambio de la presión sistólica no depende solamente de la función contráctil del ventrículo, sino también de la postcarga del ventrículo izquierdo, lo cual no permite utilizar este parámetro solamente para guiar el uso de vasopresores como única línea de tratamiento ante los pacientes con disfunción sistólica. Sin embargo, cambios en el valor de dP/dT_{max} , con una precarga y postcarga estática, deberían

asumirse como variaciones en la capacidad contráctil miocárdica (Vaquer, et al. 2019).

La medición de las RVP por los dispositivos de análisis de onda de presión arterial es una herramienta útil para valorar el tono vascular del paciente bajo anestesia general. La interpretación de los valores recae sobre cada anesthesiólogo, su capacidad de integrar las variables presentadas con el estado fisiológico del paciente, así como el estado actual de la cirugía.

Si bien los parámetros ya mencionados son útiles para guiar el accionar del anesthesiólogo, por la disparidad entre los estudios de los distintos dispositivos, variables específicas de cada uno, sitio de inserción y condiciones propias del paciente, el uso de estos dispositivos no ha logrado desplazar el uso de otras técnicas para mediciones propias del gasto cardiaco y estado hemodinámico intraoperatorio del paciente, como lo son la ecocardiografía transesofágica y transtorácica. Por ello, es recomendado, en casos de ser posible, complementar el uso de analizadores de presión de la curva de presión arterial con estas otras herramientas para dirigir la respuesta por parte del anesthesiólogo (Roeth, et al. 2014).

4.5 Índice de Predicción de Hipotensión (HPI)

El software de HPI de Acumen consiste en una herramienta de decisión que detecta la probabilidad del paciente de sufrir un evento de hipotensión, definido como una PAM <65 mmHG por un periodo de > 1min, en los próximos 15 minutos. Este sistema se basa en un algoritmo de análisis continuo del ciclo cardiaco, la curva de presión arterial periférica y aprendizaje computarizado. Normalmente proyecta un valor entre 0 – 100, siendo un valor mayor a 85 por más de dos ciclos de análisis subsecuentes como indicador de un evento de hipotensión próximo. Se describe una sensibilidad y especificidad de 90% y 89% respectivamente, con un intervalo de confianza de 0.95-0.96, para el dispositivo de Acumen propiamente (Davies et al, 2020).

Si bien demuestra un potencial importante en el arsenal del clínico, al ser un desarrollo tecnológico reciente, todavía existe una deficiencia en la cantidad de estudios de validación, así como su uso en cirugías cardíaca, no cardíaca, en contexto de cuidados intensivos y si su utilización en el intraoperatorio disminuye de manera significativa la presencia de complicaciones postquirúrgicas, mortalidad y estancia hospitalaria.

Discusión

Con el advenimiento de nuevas tecnologías de monitoreo hemodinámico se ha ido modificando la fidelidad de los dispositivos disponibles en el mercado, y el clínico cada vez se torna más familiarizado y cómodo con el uso de estos dispositivos para guiar su respuesta ante cambios fisiológicos hemodinámicos del paciente.

Su influencia en la capacidad del médico de determinar cambios hemodinámicos de manera rápida, así como la valoración de la respuesta de la intervención realizada, es uno de los beneficios presentados por un monitoreo invasivo de la presión arterial. A diferencia de la utilización de monitoreo de la presión por oscilometría, que normalmente mide la presión arterial cada 5 minutos, el monitoreo continuo latido a latido permite una intervención más rápida por parte del anestesiólogo. Se ha visto que esta capacidad de respuesta disminuye la posibilidad de sobrecompensación de alteraciones fisiológicas detectadas más tardíamente por otros medios como frecuencia cardíaca y oscilometría, lo que ocasiona una mayor estabilidad hemodinámica del paciente, traduciéndose en mejores resultados en el postoperatorio. Como un ejemplo de lo anterior se puede mencionar el uso de fenilefrina como vasoconstrictor periférico para aumento de presión arterial. En promedio, la fenilefrina tarda 42 segundos para alcanzar su efecto máximo, permitiendo al anestesiólogo titular el medicamento de manera más seguida y precisa en comparación con una medición no continua de la presión arterial (Bartels, et al. 2016).

Recientemente, investigadores de la Universidad de California han intentado realizar un circuito de retroalimentación cerrado, usando algoritmos que imitan el proceso de decisión del anestesiólogo ante ciertos aspectos que pueden ser fácilmente estandarizados, como la infusión de líquidos intravenosos con base en un valor gatillo establecido. El concepto anterior permitiría disminuir el tiempo de respuesta de la intervención, así como permitir al anestesiólogo enfocarse en tareas que son cognitivamente más demandantes. Sin embargo, todavía faltan más estudios para determinar la eficacia que esto tendría en un contexto clínico (Joosten et al, 2015).

Estudios más cercanos a la actualidad comparan la utilización de monitoreo invasivo con la morbilidad postoperatoria en pacientes sometidos a cirugía no cardíaca. En un estudio observacional prospectivo multicéntrico, en 4 centros del Reino Unido durante 3 años, con una población de 4300 individuos, se concluyó que el uso de monitoreo arterial invasivo en cirugía electiva no cardíaca, comparado con métodos no invasivos de monitorización se asocia a una tasa de un 30% mayor a complicaciones isquémicas y morbilidad preoperatoria en un periodo de 72 horas postquirúrgico. Aun tomando en cuenta variables como el tipo de cirugía, complicaciones, edad del paciente y uso de cateterización venosa central, el monitoreo intraarterial permaneció asociado a una mayor incidencia de eventos isquémicos independiente de los factores de riesgo del paciente. Las más comunes son la lesión miocárdica y lesión renal aguda, con pocas diferencias de incidencia entre pacientes de unidades de cuidado intensivo y pacientes con monitoreo fuera de estas unidades (Abbott, et al. 2021).

Entre las posibles explicaciones de estos resultados los autores mencionan el mayor riesgo inherente de la cirugía o propios del paciente, en aquellos seleccionados para monitorización arterial invasiva. Segundo, el amplio rango de hipotensión relativa descrita en la literatura asociada a la morbilidad postoperatoria puede actuar solamente como un biomarcador de procesos fisiopatológicos del paciente que predisponen a compromiso hemodinámico durante la cirugía, incluyendo disfunción autonómica y disfunción cardíaca. Tercero, se determinó una

predilección por parte del médico de uso de terapia vasopresora sobre la instilación de líquidos intravenosos en pacientes con monitorización intraarterial, así como un aumento en las tasas de transfusión de hemocomponentes. La exposición, aunque sea transitoria, de altas concentraciones de agonistas adrenérgicos se ha asociado a una mayor tasa de lesión miocárdica (Abbott, et al. 2021).

Es importante destacar que el uso de catéteres intraarteriales normalmente se asocia a una mayor percepción de riesgo perioperatorio, promoviendo un intervencionismo y monitoreo mayor en el posquirúrgico, pudiendo explicar de esta manera la mayor incidencia de los hallazgos en este estudio. Hacen falta más estudios que involucren el uso de más variables aparte de la hipotensión, como la escogencia de agentes vasopresores e inotrópicos durante la cirugía, para poder dilucidar la adecuada incidencia de morbilidad postoperatoria en estos escenarios (Abbott, et al. 2021).

Actualmente no existe un consenso respecto a cuál dispositivo utilizar en cada situación clínica. Sin embargo, la literatura disponible permite un análisis de sus ventajas y desventajas, siendo principalmente los dispositivos invasivos calibrados los que presentan una mayor precisión y diversidad de parámetros hemodinámicos medidos; recomendándose de esta manera el uso de los mismos en cirugías cardíacas y hepáticas sobre los demás sistemas de monitoreo por medio de análisis de la curva de presión arterial. Cabe recalcar que se recomienda el uso de otras herramientas clínicas, como el ultrasonido transesofágico, para complementar el estudio hemodinámico del paciente.

Idealmente, para disminuir el riesgo de complicaciones se debería utilizar un sistema de monitorización no invasivo o mínimamente invasivo para tomar decisiones respecto a la intervención a realizar durante el acto anestésico, sin embargo la bibliografía disponible demuestra que actualmente los dispositivos en el mercado no presentan una capacidad de intercambiabilidad adecuada respecto a aquellos que utilizan termodilución transpulmonar, especialmente en estados cardiovasculares hiperdinámicos y shock.

Se debe recalcar la relevancia de entender el contexto en el cual se encuentra el médico anesthesiologo a la hora de disponer de estos dispositivos, puesto que existen limitaciones en cuanto a la disponibilidad de los mismo y su familiaridad con estos, por lo cual se recomienda utilizar aquel que el clínico tenga disponible en caso de no contar con el sistema ideal de monitorización para la cirugía de alto riesgo.

En poblaciones especiales, como en la paciente obstétrica, se ha logrado demostrar las ventajas de uso de monitorización arterial invasiva para manejo de variables hemodinámicas, principalmente por el aumento de valores de precarga en el periodo periparto. Esto aumenta el riesgo de falla cardiaca al término del embarazo y durante el parto, lo cual aumenta en casos de pacientes con cardiopatías estructurales. La estabilidad hemodinámica es crucial para el bienestar del binomio materno-fetal, por lo cual las terapias vasopresoras requieren de una delicada titulación para evitar el compromiso de la circulación materno placentaria. En estas pacientes es imperativo lograr dilucidar la causa de las alteraciones hemodinámicas, es decir, se debe ser capaz de discernir entre casos de hipovolemia, vasodilatación y disminución del GC, puesto que el tratamiento vasopresor en pacientes hipovolémicas suele ser deletéreo para el feto. Las indicaciones de uso en estas pacientes no varían con respecto a la población general. Recae en la destreza clínica del anesthesiologo de reconocer posibles factores de riesgo propios de la paciente y del procedimiento quirúrgicos para realizar un monitoreo invasivo (Brogly, et al. 2016).

El uso de dispositivos de monitoreo de presión invasiva influye de manera importante en la velocidad de respuesta a cambios fisiológicos, ayuda a guiar la terapia hacia objetivos específicos dentro del contexto quirúrgico, valorar la capacidad de respuesta a volumen y permite un mayor control de la predicción de respuesta y titulación de medicamentos vasoactivos. Si bien la bibliografía difiere respecto a los valores de corte donde se debe iniciar una intervención respecto a los parámetros calculados, existe un consenso respecto a su beneficio en aquellos pacientes que ameritan un monitoreo más invasivo para un mayor control

hemodinámico, especialmente en cirugías de alta complejidad como cirugías cardíacas y hepáticas.

Conclusiones

La morfología de la curva de presión arterial se encuentra íntimamente relacionada con parámetros hemodinámicos medibles a partir del análisis del contorno de la onda de pulso. El estudio de sus componentes permite generar un panorama del estado contráctil del miocardio, la complianza arterial y las resistencias vasculares periféricas en un modelo dinámico controlado latido a latido.

Existen múltiples dispositivos comercialmente disponibles, algunos con mayores estudios de validación en comparación con otras técnicas de monitoreo cardiovascular y en estados hemodinámicos extremos como lo es el shock. Independientemente de la casa comercial, estos idealmente deben presentar la capacidad de medición continua del GC, valorar la precarga, índices de contractilidad cardíaca, valoración de postcarga, medición de agua extravascular pulmonar, ser confiable, operador independiente, mínimamente invasivo y costo efectivo.

Entre las ventajas de los dispositivos de monitorización invasivos se puede mencionar la velocidad de respuesta por parte de los anestesiólogos ante cambios en el estado fisiológico, así como una guía para valorar la intervención a realizar para corregir los eventos hemodinámicos basados en parámetros medibles, dirigiendo la escogencia de terapia hídrica, el uso de fármacos vasoactivos, inotrópicos o una combinación de estos.

La limitación del uso de estos dispositivos está asociada a la invasividad de algunos dispositivos como lo son aquellos que necesitan calibración transpulmonar, la disponibilidad de los mismos, variables clínicas propias de los pacientes, como la incapacidad de canalizar el catéter intraarterial, presencia de pulsos patológicos, el

conocimiento del anestesiólogo a los procesos fisiológicos cardiovasculares, así como la familiarización del mismo con el dispositivo.

Las indicaciones para el uso de monitoreo hemodinámico invasivo engloban pacientes con alto riesgo de mortalidad quirúrgica, cirugías de alta complejidad, deseo de tomar reiteradas muestras sanguíneas durante el transoperatorio y deseo de monitoreo intensivo postquirúrgico.

El adecuado conocimiento e interpretación de los distintos parámetros medidos en el monitoreo hemodinámico invasivo, como la PPV, SVV, GC, dP/dt, RVP es de suma importancia para el anestesiólogo. Existe una discrepancia entre los valores de corte de estas variables para intervenir al paciente, ocasionando resultados diferentes con cada dispositivo y anestesiólogo; sin embargo, estas diferencias no son significativas en la mayoría de los casos donde los pacientes no se encuentren en los extremos de la presión arterial.

El uso de monitoreo invasivo todavía no logra sustituir el uso de otras técnicas como el ecocardiograma transesofágico para la medición de la contractilidad y estado hemodinámico del corazón. Sin embargo, presentan una adecuada fidelidad para ser utilizados en casos donde la valoración de este tipo de estudios por parte del anestesiólogo no es posible, principalmente por presentar una alta curva de aprendizaje.

Los dispositivos no invasivos de análisis de contorno de la onda de presión han demostrado ser menos precisos en estados de shock o hipertensión severa, tienden a subestimar la PAM y sobreestimarla en los extremos de los valores de presión arterial. Están limitados también por otras variables como la presencia de edema periférico, puesto que estos utilizan un sensor en los dedos del paciente para calcular el valor de los parámetros presentados al anestesiólogo.

Bibliografía

1. Esper, S. A., & Pinsky, M. R. (2014). Arterial waveform analysis. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 28(4), 363–380. <https://doi.org/10.1016/j.bpa.2014.08.002>
2. Bartels, K., Esper, S. A., & Thiele, R. H. (2016). Blood Pressure Monitoring for the anesthesiologist. *Anesthesia & Analgesia*, 122(6), 1866–1879. <https://doi.org/10.1213/ane.0000000000001340>
3. Desebbe, O., Keller, G., Carre, A.-C., & Lehot, J.-J. (2013). Monitorización cardiovascular en cirugía no CARDÍACA. *EMC - Anestesia-Reanimación*, 39(2), 1–16. [https://doi.org/10.1016/s1280-4703\(13\)64515-6](https://doi.org/10.1016/s1280-4703(13)64515-6)
4. George, J., Crystal, Paul, M., Heerdt. (2012). Chapter 21 – Cardiovascular Physiology: Integrative Function. 366-389. doi: 10.1016/B978-1-4377-1679-5.00021-1
5. Levick, J. R. (2013). *An introduction to cardiovascular physiology*. Butterworth-Heinemann.
6. Bers, D. M. (2014). Cardiac sarcoplasmic reticulum calcium leak: Basis and roles in cardiac dysfunction. *Annual Review of Physiology*, 76(1), 107–127. <https://doi.org/10.1146/annurev-physiol-020911-153308>
7. Hemmings, H. C., Egan, T. D., & Heerdt, P. (2019). Cardiovascular Physiology: Integrative Function. In *Pharmacology and physiology for anesthesia: Foundations and Clinical Application* (pp. 473–519). essay, Elsevier.
8. Theodore, A. C., Dalton, A., & Clermont, G. (2022, December 2). *Intra-arterial catheterization for invasive monitoring: Indications, insertion techniques, and interpretation*. UpToDate. Retrieved January 10, 2023,

- from <https://www.uptodate.com/contents/intra-arterial-catheterization-for-invasive-monitoring-indications-insertion-techniques-and-interpretation#!>
9. Llagunes Herrero, J. (2020). Monitorización hemodinámica: De La Fisiología a la monitorización. *Revista AnestesiaR*, 12(1), 4. <https://doi.org/10.30445/rear.v12i1.787>
 10. Dampney, R. A. (2016). Central neural control of the cardiovascular system: current perspectives. *Advances in physiology education*, 40(3), 283-296.
 11. Alastruey, J., Parker, K. H., & Sherwin, S. J. (2012, October). Arterial pulse wave haemodynamics. In *11th international conference on pressure surges* (pp. 401-443). Virtual PiE Led t/a BHR Group.
 12. Jang, J., Park, J., Ko, K., Baek, Y., Kwon, S., & Park, S. et al. (2020). An analysis of vascular properties using pulse wave analysis in patients with vasovagal syncope. *Clinical Cardiology*, 43(7), 781-788.
 13. Agnoletti, D., Zhang, Y., Salvi, P., Borghi, C., Topouchian, J., Safar, M. E., & Blacher, J. (2012). Pulse pressure amplification, pressure waveform calibration and clinical applications. *Atherosclerosis*, 224(1), 108-112.
 14. Thiele, R. H., Bartels, K., & Gan, T. J. (2015). Cardiac output monitoring: a contemporary assessment and review. *Critical care medicine*, 43(1), 177-185.
 15. Mehta, Y., & Arora, D. (2014). Newer methods of cardiac output monitoring. *World journal of cardiology*, 6(9), 1022.
 16. Mynard, J., Kondiboyina, A., Kowalski, R., Cheung, M., & Smolich, J. (2020). Measurement, Analysis and Interpretation of Pressure/Flow Waves in Blood Vessels. *Frontiers In Physiology*, 11. doi: 10.3389/fphys.2020.01085
 17. Messina, A., Pelaia, C., Bruni, A., Garofalo, E., Bonicolini, E., & Longhini, F. et al. (2018). Fluid Challenge During Anesthesia. *Anesthesia & Analgesia*, 127(6), 1353-1364. doi: 10.1213/ane.0000000000003834
 18. Mackenzie, D. C., & Noble, V. E. (2014). Assessing volume status and fluid responsiveness in the emergency department. *Clinical and*

- Experimental Emergency Medicine*, 1(2), 67–77. <https://doi.org/10.15441/ceem.14.040>
19. Ochoa Solana, A. L. (2015). Monitorización hemodinámica en Cuidado Intensivo. *Acta Colombiana De Cuidado Intensivo*, 15(2), 109–118. <https://doi.org/10.1016/j.acci.2015.02.004>
20. Litton, E., & Morgan, M. (2012). The PiCCO monitor: a review. *Anaesthesia and intensive care*, 40(3), 393–408.
21. Porhomayon, J., El-Solh, A., Papadakos, P., & Nader, N. D. (2012). Cardiac output monitoring devices: an analytic review. *Internal and emergency medicine*, 7, 163–171.
22. Jozwiak, M., Monnet, X., & Teboul, J. (2018). Pressure Waveform Analysis. *Anesthesia & Analgesia*, 126(6), 1930–1933. doi: 10.1213/ane.0000000000002527
23. Monnet, X., Vaquer, S., Anguel, N., Jozwiak, M., Cipriani, F., Richard, C., & Teboul, J.-L. (2015). Comparison of pulse contour analysis by Pulsioflex and Vigileo to measure and track changes of cardiac output in critically ill patients. *British Journal of Anaesthesia*, 114(2), 235–243. <https://doi.org/10.1093/bja/aeu375>
24. Saugel, B., Kouz, K., Meidert, A. S., Schulte-Uentrop, L., & Romagnoli, S. (2020). How to measure blood pressure using an arterial catheter: A systematic 5-step approach. *Critical Care*, 24(1). <https://doi.org/10.1186/s13054-020-02859-w>
25. Heijne, A., Krijtenburg, P., Bremers, A., Scheffer, G. J., Malagon, I., & Slagt, C. (2021). Four different methods of measuring cardiac index during cytoreductive surgery and hyperthermic intraperitoneal chemotherapy. *Korean Journal of Anesthesiology*, 74(2), 120–133. <https://doi.org/10.4097/kja.20202>
26. Meidert, A. S., Huber, W., Müller, J. N., Schöfthaler, M., Hapfelmeier, A., Langwieser, N., Wagner, J. Y., Eyer, F., Schmid, R. M., & Saugel, B. (2014). Radial artery applanation tonometry for continuous non-invasive

- arterial pressure monitoring in intensive care unit patients: Comparison with invasively assessed radial arterial pressure. *British Journal of Anaesthesia*, 112(3), 521–528. <https://doi.org/10.1093/bja/aet400>
27. Ilies, C., Grudev, G., Hedderich, J., Renner, J., Steinfath, M., Bein, B., Haake, N., & Hanss, R. (2015). Comparison of a continuous noninvasive arterial pressure device with invasive measurements in cardiovascular postsurgical intensive care patients. *European Journal of Anaesthesiology*, 32(1), 20–28. <https://doi.org/10.1097/eja.000000000000136>
28. Lamia, B., Kim, H. K., Severyn, D. A., & Pinsky, M. R. (2017). Cross-comparisons of trending accuracies of continuous cardiac-output measurements: Pulse contour analysis, bioactance, and pulmonary-artery catheter. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 32(1), 33–43. <https://doi.org/10.1007/s10877-017-9983-4>
29. Singh, A., Bahadorani, B., Wakefield, B. J., Makarova, N., Kumar, P. A., Tong, M. Z.-Y., Sessler, D. I., & Duncan, A. E. (2017). Brachial arterial pressure monitoring during cardiac surgery rarely causes complications. *Anesthesiology*, 126(6), 1065–1076. <https://doi.org/10.1097/aln.0000000000001626>
30. Hofkens, P.-J., Verrijcken, A., Merveille, K., Neiryneck, S., Van Regenmortel, N., De laet, I., Schoonheydt, K., Dits, H., Bein, B., Huber, W., & Malbrain, M. L. N. G. (2015). Common pitfalls and tips and tricks to get the most out of your transpulmonary thermodilution device: Results of a survey and state-of-the-art review. *Anestezjologia Intensywna Terapia*, 47(2), 89–116. <https://doi.org/10.5603/ait.a2014.0068>
31. Renner, J., Grünewald, M., & Bein, B. (2016). Monitoring high-risk patients: Minimally invasive and non-invasive possibilities. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 30(2), 201–216. <https://doi.org/10.1016/j.bpa.2016.04.006>
32. White, L., Halpin, A., Turner, M., & Wallace, L. (2016). Ultrasound-guided radial artery cannulation in Adult and paediatric populations: A systematic

- review and meta-analysis. *British Journal of Anaesthesia*, 116(5), 610–617. <https://doi.org/10.1093/bja/aew097>
33. Aouad-Maroun, M., Raphael, C. K., Sayyid, S. K., Farah, F., & Akl, E. A. (2016). Ultrasound-guided arterial cannulation for Paediatrics. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2019(1). <https://doi.org/10.1002/14651858.cd011364.pub2>
34. Yang, X., & Du, B. (2014). Does pulse pressure variation predict fluid responsiveness in critically ill patients? A systematic review and meta-analysis. *Critical Care*, 18(6). doi: 10.1186/s13054-014-0650-6
35. Monge García, M. I., Jian, Z., Hatib, F., Settels, J. J., Cecconi, M., & Pinsky, M. R. (2020). Dynamic arterial elastance as a ventriculo-arterial coupling index: An Experimental Animal Study. *Frontiers in Physiology*, 11. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00284>
36. Zhou, X., Pan, W., Chen, B., Xu, Z., & Pan, J. (2021). Predictive performance of dynamic arterial elastance for arterial pressure response to fluid expansion in mechanically ventilated hypotensive adults: A systematic review and meta-analysis of observational studies. *Annals of Intensive Care*, 11(1). <https://doi.org/10.1186/s13613-021-00909-2>
37. Nieves Alonso, J., Alday Muñoz, E., & Planas Roca, A. (2019). Monitorización de la variación de la presión de pulso durante la cirugía de resección pulmonar. *Revista Española De Anestesiología Y Reanimación*, 66(2), 78-83. doi: 10.1016/j.redar.2018.08.003
38. Vaquer, S., Chemla, D., Teboul, J., Ahmad, U., Cipriani, F., & Oliva, J. et al. (2020). Volume Infusion Markedly Increases Femoral dP/dtmax in Fluid-Responsive Patients Only*. *Critical Care Medicine*, 48(10), 1487-1493. doi: 10.1097/ccm.0000000000004515
39. Roeth, N. A., Ball, T. R., Culp, W. C., Todd Bohannon, W., Atkins, M. D., & Johnston, W. E. (2014). Effect of increasing heart rate and tidal volume on stroke volume variability in Vascular surgery patients. *Journal of*

Cardiothoracic and Vascular Anesthesia, 28(6), 1516–1520.

<https://doi.org/10.1053/j.jvca.2014.05.014>

40. Davies, S., Vistisen, S., Jian, Z., Hatib, F., & Scheeren, T. (2020). Ability of an Arterial Waveform Analysis–Derived Hypotension Prediction Index to Predict Future Hypotensive Events in Surgical Patients. *Anesthesia & Analgesia*, 130(2), 352-359. doi: 10.1213/ane.0000000000004121
41. Davies, S., Vistisen, S., Jian, Z., Hatib, F., & Scheeren, T. (2020). Ability of an Arterial Waveform Analysis–Derived Hypotension Prediction Index to Predict Future Hypotensive Events in Surgical Patients. *Anesthesia & Analgesia*, 130(2), 352-359. doi: 10.1213/ane.0000000000004121
42. Joosten, A., Huynh, T., Suehiro, K., Canales, C., Cannesson, M., & Rinehart, J. (2015). Goal-directed fluid therapy with closed-loop assistance during moderate risk surgery using noninvasive cardiac output monitoring: A pilot study. *British Journal of Anaesthesia*, 114(6), 886–892. <https://doi.org/10.1093/bja/aev002>
43. Abbott, J. D., & Bavishi, C. (2021). In search of an ideal vascular closure device for transcatheter aortic valve replacement. *JACC: Cardiovascular Interventions*, 14(2), 158–160. <https://doi.org/10.1016/j.jcin.2020.10.046>
44. Brogly, N., Schiraldi, R., Puertas, L., Maggi, G., Yanci, E. A., Maldonado, E. H., Arévalo, E. G., & Rodríguez, F. G. (2016). Pulse contour analysis calibrated by Trans-Pulmonar thermodilution (Picco Plus®) for the perioperative management of a caesarean section in a patient with severe cardiomyopathy. *Brazilian Journal of Anesthesiology (English Edition)*, 66(3), 329–332. <https://doi.org/10.1016/j.bjane.2013.09.006>