

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA
SISTEMA DE ESTUDIOS DE POSGRADO

**TEMA: EQUIPARABILIDAD DE GASTO CARDÍACO MEDIDO POR ANÁLISIS DE
CONTORNO DE PULSO COMPARADO CON ECOCARDIOGRAFÍA
TRANSESOFÁGICA EN EL HOSPITAL CALDERÓN GUARDIA DE ABRIL A JULIO
DEL 2021**

Trabajo final de graduación sometido a la consideración de la comisión del Programa
de Estudios de Posgrado en Medicina para optar al grado de especialista en
Anestesiología y Recuperación

Dra. Francini Marcela Blanco Tencio

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio, Costa Rica

2021

Dedicatoria

A mi madre, quien desde el cielo continúa siendo mi fuerza e inspiración.

A mi familia por su apoyo invaluable.

Agradecimiento

Agradezco a mi tutor, el Dr. Marcelo Chaves, por ser el mentor de este proyecto, a mi lector y director, el Dr. Franklin Dawkins, por su apoyo incondicional. De una manera muy especial agradezco a mis profesores, Dra. Picado, Dra. Vaca, Dra. Vargas, Dra. Morales, Dra. Bustos, Dr. Mendez V, Dr. Mendez O, Dr. Ledezma, Dra. Alfaro, Dr. Barboza y a mis compañeros, Dr. Cruz, Dr. Soto y Dr. Alfaro, por su valiosa colaboración en esta investigación. A la Dra. Morera y el Dr. Sanchez Suen por promover la investigación y la búsqueda del conocimiento en nuestro posgrado. Extiendo mi gratitud hacia todos los profesores y compañeros residentes que han contribuido a mi formación durante todos estos años.



UNIVERSIDAD DE COSTA RICA

PPEM Programa de Posgrado en Especialidades Médicas

**TRIBUNAL DEFENSA ORAL DEL TFG
POSGRADO ANESTESIOLOGÍA Y RECUPERACIÓN**

Nombre:

Firma:

Dr. Marcelo Chaves Sandí
Tutor de la Investigación o representante

Dr. (a): Franklin Dawkins Arce
Lector de la Investigación o representante

Dr. Esteban Navarro Chaverri
Representante Postgrado Anestesiología y Recuperación

Dra. Lydiana Ávila o representante
PPEM

Dr. Marcelo A. Chaves Sandí

Dra. Silvia Quesada o representante
SEP

Dra. Francini Blanco Tencio
Estudiante

Observaciones: _____



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, Francini Blanco Tencio, con cédula de identidad 114960363, en mi condición de autor del TFG titulado Equiparabilidad del gasto cardíaco medido por análisis de contorno de pulso comparado con ecocardiografía transesofágica en el Hospital Calderón Guardia de abril a julio 2021

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.

INFORMACIÓN DEL ESTUDIANTE:

Nombre Completo: Francini Blanco Tencio

Número de Carné: B79650 Número de cédula: 114960363

Correo Electrónico: francini-blanco@hotmail.com

Fecha: 9 de agosto 2021 Número de teléfono: 89773197

Nombre del Director (a) de Tesis o Tutor (a): Dr. Marcelo Chaves Sandí

FIRMA ESTUDIANTE

FRANCINI MARCELA
BLANCO TENCIO (FIRMA)

Firmado digitalmente por
FRANCINI MARCELA
BLANCO TENCIO (FIRMA)
Fecha: 2021.03.24 21:28:56
-06'00'

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.



CONSEJO NACIONAL DE INVESTIGACION EN SALUD

San José, Calle 16, avenidas 6 y 8, Edificio Norte, Primer piso

San José, 17 de setiembre, 2021.

CONIS-336-2021

Página 1 de 1

Doctora
Francini Blanco Tencio
Investigadora

Estimada señora:

En la sesión extraordinaria N° 42 modalidad virtual, por medio de la plataforma Teams, del 15 de setiembre del 2021, se tomó el siguiente acuerdo:

ACUERDO N°5: Se aprueba el registro de la investigación: CEC-HCG-08-2021 Equiparabilidad de gasto cardiaco medido por análisis de contorno de pulso comparado con ecocardiografía transesofágica por el método VTI en pacientes del Hospital Calderón Guardia de abril a julio del 2021.”

Cordialmente,

PRISCILA
UMAÑA
ROJAS (FIRMA)

Firmado
digitalmente por
PRISCILA UMAÑA
ROJAS (FIRMA)



Dra. Priscilla Umaña Rojas
Presidente Suplente
Consejo Nacional de Investigación en Salud (CONIS)

Carta de revisión filológica

08 de agosto del 2021

Señores

Comisión de Trabajos Finales de Graduación

Programa de Estudios de Posgrado en Medicina

Subcomisión de la especialidad en Anestesiología y Recuperación

Universidad de Costa Rica

Estimados señores:

Por medio de la presente hago constar que mi persona, Lizeth Vega Vindas, en calidad de filóloga ha realizado la revisión del Trabajo Final de Graduación de la estudiante **Francini Marcela Blanco Tencio**, cédula **114960363**, denominado **Equiparabilidad de gasto cardíaco medido por análisis de contorno de pulso comparado con ecocardiografía transesofágica en el Hospital Calderón Guardia de abril a julio del 2021**, para optar por el grado académico de especialista en Anestesiología y Recuperación.

Dicha revisión abarca la totalidad del trabajo escrito, en el cual se han corregido errores de redacción, ortografía, gramática, estilo, puntuación y estructuras idiomáticas. Así mismo, se da fe de que el texto es portador de los siguientes valores:

- Factibilidad real del estudio ante una necesidad concreta demostrada con argumentos sólidos.
- Alto rigor científico.

Atentamente,

Lizeth Vega V.

Lizeth Vega Vindas

Cédula 115330112

Filóloga Española, UCR

Carné ACFIL 299

Capítulo I. Introducción	1
1.2 Hipótesis	4
1.3. Objetivo general	5
1.4 Objetivos específicos	5
1.5 Metodología	6
Capítulo II. Marco teórico	8
2.1 Contexto histórico	8
2.2 Fisiología cardiovascular	10
2.2.1 Gasto cardíaco	10
2.2.2. Determinantes del gasto cardíaco	12
2.3. Técnicas de monitoreo hemodinámico	18
2.4. Análisis del contorno de pulso	23
2.4.1 Principios físicos de la transducción de presión	23
2.4.2. Sistema FloTrac®/Vigileo®	25
2.4.2.1. Estudios similares y validación de FloTrac®	32
2.5. Monitoreo Doppler y ecocardiografía	34
2.5.1. Principios físicos	36
2.5.2. Principios de Doppler	37
2.5.3. ETE	44
2.5.3.1 Vistas estándar de la Sociedad Americana de Ecocardiografía	44

2.5.3.2. Desventajas	55
2.5.3.3. Contraindicaciones	56
2.5.3.4. Estudios similares	57
2.6. Equiparabilidad	61
2.6.1. Bland–Altman - Critchley y Critchley	61
Capítulo III. Resultados	62
Capítulo IV. Discusión	77
Capítulo V. Conclusión	84
Anexos	85
Referencias Bibliográficas	94

Resumen

Objetivo: la medición del gasto cardíaco es importante para brindar diagnóstico, orientar las intervenciones terapéuticas y mejorar el pronóstico de los pacientes. El algoritmo FloTrac® utiliza el análisis de la forma de onda contorno de pulso para estimar el gasto cardíaco de manera mínimamente invasiva. El objetivo es evaluar la concordancia entre la medición obtenida por FloTrac® y las mediciones de gasto cardíaco obtenidas por ecocardiografía transesofágica.

Métodos: se realizó un estudio observacional retrospectivo en el Hospital Calderón Guardia de abril a julio de 2021. Se eligieron pacientes bajo anestesia para cirugía torácica o abdominal mayor. El gasto cardíaco se midió simultáneamente con FloTrac® y ETE. La correlación entre ambos métodos se determinó mediante el coeficiente de correlación de Pearson. Se utilizó gráfico de Bland-Altman para valorar la concordancia y la capacidad de tendencia.

Resultado: se realizaron 47 mediciones de gasto cardíaco en 30 pacientes. Las mediciones obtenidas por GC_{FloTrac} y GC_{ETE} tuvieron una fuerte correlación (R de Pearson 0,80, $p < 0,001$). El sesgo medio de GC_{FloTrac} y GC_{ETE} fue 0,11 L/min (IC del 95%: -0,645 a 0,68) con límites de concordancia entre -1,7 L/min a 1,5L/min. El porcentaje de error fue del 11,2%.

Conclusiones: Existe una alta correlación entre el gasto cardíaco medido por ecocardiografía transesofágica y el análisis del contorno de pulso con tecnología FloTrac®. (Coeficiente de Pearson 0,80, $P < 0,0001$).

Índice de tablas

Tabla 1. Vistas estándar ETE ASE 2013	57
Tabla 2. Información general	75
Tabla 3. Rendimiento de evaluadores	82
Tabla 4. Categorías de shock	100
Tabla 5. Elección del dispositivo para monitorización de gasto cardíaco	101
Tabla 6. Complicaciones de la colocación de catéter Swan Ganz	106

Índice de figuras

Figura 1. Ley de Frank Starling	27
Figura 2. Semiconductores integrados piezoresistivos	37
Figura 3. Transductor de presión	37
Figura 4. Ecuación FloTrac®	41
Figura 5. Resumen ecuación FloTrac®	43
Figura 6. Anatomía del TSVI, válvula aórtica y aorta ascendente	53
Figura 7. Medición correcta e incorrecta del TSVI	55
Figura 8. Alineación correcta VTI por ETE	56
Figura 9. Métodos de estimación de gasto cardíaco	99

Índice de gráficos

Gráfico 1. Cantidad pacientes por tipo de cirugía	76
Gráfico 2. Patologías concomitantes en pacientes estudiados	77

	X
Gráfico 3. Correlación de GC medio por ETE vs Flotrac®	78
Gráfico 4. Bland Altman de la diferencia y promedio de GC por ETE y Flotrac®	79
Gráfico 5. Bland Altman plot de todas las medidas realizadas	80
Gráfico 6. Bland Altman plot de mediciones promediadas	81
Gráfico 7. Porcentaje de pacientes evaluados por cada operador	83
Gráfico 8. Bias por operador	84
Gráfico 9. Porcentaje de error por operador	85
Gráfico 10. Correlación de error por pacientes evaluados	86
Gráfico 11. Bias por operador	87
Gráfico 12 Correlación de GC medios por ETE y por Flotrac®	88
Gráfico 13. Tendencia en la cuantificación de gasto cardíaco medido por ETE versus FloTrac®	89

Abreviaturas

AD Atrio izquierdo

AI Atrio derecho

AP Arteria pulmonar

ASE Sociedad Americana de Ecocardiografía

CCSS Caja Costarricense de Seguro Social

CSA Área de sección transversal

CW Doppler continuo

DAVI Dispositivo de asistencia ventricular

DO₂ Volumen de oxígeno aportado tisular por unidad de tiempo

ECO Ecocardiograma

ECS Sociedad Europea de Cardiología

ETE Ecocardiograma transesofágico

ETT Ecocardiograma transtorácico

FC Frecuencia cardíaca

FE Fracción de eyección

GC Gasto cardíaco

HCG Hospital Calderón Guardia

IC Índice cardíaco

ICC Insuficiencia cardíaca congestiva

IMC Índice de masa corporal

L/MIN Litros por minuto

O₂ Oxígeno

PAC Catéter de arteria pulmonar

PAM Presión arterial media

PEEP Presión positiva al final de la espiración

PVC Presión venosa central

PW Doppler pulsado

RVS Resistencia vascular sistémica

SCA Sociedad de anesestesiólogos cardiovasculares

TD Termodilución
TIA Tabique interatrial
TIV Tabique interventricular
TSVD Tracto de salida ventrículo derecho
TSVI Tracto de salida ventrículo izquierdo
UCI Unidad de cuidados intensivos
VA Válvula aórtica
VAC Volumen aire corriente
VCI Vena cava inferior
VCS Vena cava superior
VD Ventrículo derecho
VI Ventrículo izquierdo
VM Válvula mitral
VMA Ventilación mecánica
VP Vena pulmonar
VT Válvula tricúspide
VTI Integral velocidad tiempo
VS Volumen sistólico
VVS Variabilidad de volumen sistólico

Capítulo I. Introducción

1.1 Justificación del tema

El descubrimiento y uso del monitoreo hemodinámico se describe incluso previo al descubrimiento de la anestesia clínica, y la ha acompañado a lo largo de toda su trayectoria, modernizándose a su vez y contribuyendo a una mayor seguridad en el quirófano. ⁽¹⁾ ⁽²⁾

Para optimizar el tratamiento del paciente se investigan nuevas tecnologías de monitoreo, fisiopatología cardiovascular y estrategias de tratamiento hemodinámico. Nuevos procesos han surgido que permiten una monitorización más precisa, más segura y menos invasiva; y logran así disminuir la morbimortalidad de los pacientes, la estancia hospitalaria y mejoran resultados perioperatorios. ⁽³⁾ Estas tecnologías han mejorado durante la última década, han evolucionado de muy invasiva a mínimamente invasiva, y el planteamiento ha pasado de un enfoque estático a uno dinámico. ⁽⁴⁾

Una de las áreas de mayor énfasis en la anestesiología moderna es la monitorización hemodinámica. Esta es el pilar en el cuidado del paciente en sala de operaciones y está presente en el 100% de los procedimientos a realizar, tanto dentro como fuera del quirófano. El grado de invasividad y la necesidad de dispositivos adicionales difiere de acuerdo con el tipo de procedimiento, y a las comorbilidades del paciente. ⁽⁵⁾

La monitorización del gasto cardíaco (GC) en el paciente críticamente enfermo es una práctica estándar para asegurar la oxigenación de los tejidos. ⁽⁶⁾ El mismo brinda información global acerca del flujo sanguíneo, la perfusión y por lo tanto, del suministro de oxígeno. ⁽⁷⁾ En la actualidad, hay varios dispositivos disponibles para estimar el GC mediante diferentes métodos. Algunos de estos dispositivos menos invasivos rastrean el volumen sistólico (VS) de forma continua y proporcionan índices dinámicos de respuesta a fluidos. Todas estas variables resultan en una mejor evaluación hemodinámica del paciente crítico. ⁽⁶⁾

La ecocardiografía estima el GC mediante visualización directa en tiempo real. La misma ha sido aceptada ampliamente como uno de los monitores de GC más seguros y confiables en pacientes críticos. Se puede realizar un ecocardiograma enfocado en

cuestión de minutos y contribuir a determinar la causa de la inestabilidad hemodinámica.

(7) (8)

De este modo, surge la necesidad de comparar dos de los sistemas de monitorización hemodinámica, los cuales han demostrado ser precisos y seguros. Así como comparar la medición de GC por medio de estos dos métodos para valorar si son equiparables y cuantificar la diferencia. ⁽⁴⁾

Durante muchos años el estándar de oro en cuanto a monitorización hemodinámica del GC ha sido el catéter Swan Ganz, sin embargo, el mismo ha demostrado aumentar la mortalidad en algunos casos. Es por esto que se busca utilizar dispositivos menos invasivos, con menor tasa de complicaciones y asequibles para cuantificar variables hemodinámicas y permitir alertar al clínico, observar la tendencia, diagnosticar, facilitar la toma de decisiones, establecer un pronóstico, así como tomar medidas terapéuticas que influyan de manera positiva en el desenlace perioperatorio.

(6)(2)(9)(10)

El concepto de optimización hemodinámica se reconoce cada vez más como piedra angular en el tratamiento de pacientes críticamente enfermos y se ha demostrado que se asocia con un mejor resultado en el entorno perioperatorio y en la unidad de cuidados intensivos. ⁽⁶⁾ Sin embargo, a pesar de estos cambios importantes, todavía hay potencial para adoptar los estándares más modernos de metodología de investigación, con el fin de evaluar de manera más efectiva los nuevos sistemas de monitoreo y su impacto en el resultado del paciente.

Hoy, a pesar de enormes investigaciones todavía existe una gran brecha entre los estudios de investigación clínica que evalúan estos monitores y la práctica clínica, siendo esta la principal motivación para el presente estudio⁽⁴⁾, el cual busca investigar, comparar, y mejorar resultados perioperatorios en nuestra población con los métodos asequibles en nuestro medio. Esto se realizará utilizando un sistema de bajo costo de reutilización una vez adquirido el dispositivo, como lo es el ultrasonido, el cual puede utilizarse a la cabecera del paciente sin necesidad de trasladarlo para estudios adicionales, además no requiere acceder a arterias y venas para su calibración, lo que minimiza así el riesgo de infecciones nosocomiales y complicaciones asociadas.

Este estudio pretende que se logre estandarizar el uso de la ecocardiografía para valorar de manera global la hemodinamia de los pacientes de cirugía torácica y abdominal mayor como ya se realiza en otras partes del mundo, con el fin de reducir costos, estadía en UCI y estancia hospitalaria.

1.2 Hipótesis

La medición de gasto cardíaco realizado por análisis de contorno de pulso con la tecnología FloTrac® podría estar correlacionado con la medición de gasto cardíaco medido por ecocardiografía transesofágica. Para valorar su aplicación clínica se plantea para efectos de esta tesis:

-Hipótesis nula: no hay correlación entre gasto cardíaco medido por análisis de contorno de pulso con la tecnología FloTrac® comparado con la medición de gasto cardíaco por ecocardiografía transesofágica, o correlación igual a cero.

-Hipótesis alternativa: El gasto cardíaco medido por análisis de contorno de pulso con la tecnología FloTrac® es equiparable con la medición de gasto cardíaco por ecocardiografía transesofágica, en la cual la correlación es diferente de cero.

1.3. Objetivo general

Evaluar de manera cuantitativa la medición de gasto cardíaco obtenida por ecocardiografía transesofágica con el método VTI realizada por médicos anesestesiólogos comparada con el análisis de contorno de pulso medido con la tecnología FloTrac® en pacientes bajo anestesia general sometidos a cirugía torácica o abdominal en el Hospital Rafael Ángel Calderón Guardia.

1.4 Objetivos específicos

1. Describir la fisiología del GC.
2. Revisar las técnicas de monitoreo hemodinámico.
4. Describir los principios básicos de tecnología FloTrac®.
3. Describir los principios básicos de Doppler y ecocardiografía transesofágica.
7. Identificar pacientes que se beneficien del monitoreo hemodinámico por análisis de contorno de pulso y ecocardiografía transesofágica concomitantemente.
8. Describir la población de acuerdo con sus características sociodemográficas y caracterizar las variables epidemiológicas de los pacientes en sala de operaciones del HCG que fueron sometidos a cirugía torácica y abdominal mayor, a los cuales se les realizó medición de gasto cardíaco de manera mínimamente invasiva.
9. Comparar el gasto cardíaco medido por el análisis de contorno de pulso con la medición obtenida por ecocardiografía Doppler con el método VTI por ecocardiograma transesofágico y describir equiparabilidad de ambos métodos.
10. Correlacionar las variables que influyen la medición de GC por ETE y por análisis de contorno de pulso.
11. Desarrollar, a través del estudio y síntesis de la bibliografía, una ficha técnica para el monitoreo hemodinámico del paciente quirúrgico de cirugía torácica y abdominal mayor y brindar guías actualizadas para el monitoreo hemodinámico del paciente quirúrgico.

1.5 Metodología

Se identificará de manera retrospectiva pacientes bajo anestesia general o sedación profunda que fueron sometidos a cirugía torácica o abdominal, a quienes se les colocó monitoreo no invasivo con análisis de contorno de pulso con la tecnología FloTrac® y de manera concomitante se les colocó medición de gasto cardíaco por ETE. En la recolección de datos se incluirá a los pacientes con las características mencionadas cuya intervención quirúrgica fue realizada entre abril y julio del 2021 en el Hospital Calderón Guardia.

De los pacientes a los cuales se les midió el gasto cardíaco por VTI, se seleccionará a los que cumplen los requisitos de medición planteados para este estudio, los cuales se definirán por los siguientes criterios: el clínico realizó la medición posterior a la inducción anestésica, el médico midió y anotó el gasto cardíaco obtenido por FloTrac®, la frecuencia cardíaca, el diámetro del tracto de salida del ventrículo izquierdo medido de borde interno a borde interno 5mm distal a anillo valvular, el VTI medido por Doppler pulsado en el eje transgástrico profundo cinco cámaras con una alineación de flujo menor a 20 grados, y calculó el gasto cardíaco mediante las variables previamente mencionadas. Se excluirá a los pacientes con tórax abierto, PEEP mayor a 10 cmH₂O, VAC mayor a 8cc/kg, arritmias cardíacas, dispositivos de asistencia ventricular y balón de contrapulsación. Se excluirá además a los pacientes menores de 18 años y bajo los 40kg.

Se comparará de manera cuantitativa la diferencia en las mediciones obtenidas mediante ambos métodos. Se aplicará el algoritmo de Bland-Altman, se calculará el coeficiente de correlación múltiple, y coeficiente de correlación de Pearson. El límite de acuerdo planteado para este estado será de 0,5 L/min. Se calculará el límite de concordancia (LOC) con la siguiente fórmula:

$$\text{LOC superior} = \text{Bias} + 1,196 \times \text{SD}$$

$$\text{LOC inferior} = \text{Bias} - 1,196 \times \text{SD}$$

Se analizarán diagramas de dispersión para valorar la correlación entre el bias y el gasto cardíaco promedio. El bias estará definido por la diferencia absoluta entre la medición del gasto cardíaco medido por ecocardiograma transesofágico y por Flotrac®.

Se calculará la precisión como la desviación estándar de las diferencias entre ambos métodos, y la dispersión como el rango de los límites de acuerdo de las diferencias de ambos métodos. El coeficiente de variabilidad se calculará dividiendo la desviación estándar de las medidas por el promedio de las medidas para cada paciente para Flotrac® y para ETT. Se calculará R de Pearson y regresión de datos, sin embargo, el énfasis será descriptivo.

Se analizará el porcentaje de error por medición, por paciente y por operador de acuerdo con los criterios de Critchley y Critchley, definido como aceptable un porcentaje de error menor al 30%.

Capítulo II. Marco teórico

2.1 Contexto histórico

El conocimiento sobre los componentes del sistema cardiovascular se remonta al concepto de *kardia* establecido por los griegos y la afirmación de Aristóteles donde describe el corazón y su papel en la generación de calor corporal. Posteriormente, Leonardo da Vinci detalló el corazón y sus cuatro cámaras, así como el flujo unidireccional. A finales del siglo XVI, Vesalio en su libro *De Humani corporis fabrica* y las obras teológicas de Servet, introdujeron el concepto de una circulación menor que implicaba el paso de la sangre del lado derecho al izquierdo del corazón. William Harvey estableció los conceptos básicos y descriptivos de la circulación en sus notas de la conferencia *Prelectiones Anatomiae Universalis* en 1616 seguido de su trabajo *Exercitatio Anatomica de motu cordis et sanguinis in animalibus* en 1628.⁽¹¹⁾

Albrecht Von Haller en 1761 coloreó la sangre en animales sacrificados para evaluar la circulación sanguínea a través de los pulmones.⁽¹¹⁾

En 1879, Adolf Fick describió el principio teórico para la medición de gasto cardíaco y lo define como la cantidad de litros bombeados por el corazón en un minuto.⁽¹¹⁾

Stewart en 1893 utilizó soluciones de electrolitos como indicadores, inyectando cloruro de sodio en animales y registrando el tiempo requerido para que el indicador llegara a un recipiente específico.⁽¹¹⁾

En 1899, Otto Frank describió la circulación como un modelo de Windkessel (cámara de aire descrita por bomberos alemanes desde el siglo XIX).^{(12) (13)} En 1904, en su ensayo titulado "El pulso arterial", describió la onda del pulso, su reflejo en la aorta y una velocidad de onda del pulso de 7 m/seg en un perro. Posteriormente, formuló una relación matemática entre la velocidad de la onda de pulso y la rigidez arterial.^{(12) (14)} La onda de pulso generada es similar a una onda acústica en términos de reflexión, frecuencia, amplitud, amplificación y amortiguación (función de Windkessel). Frank también señaló la importancia de la frecuencia cardíaca y su efecto en la presión arterial.⁽¹²⁾ Windkessel representó el árbol arterial mediante dos elementos, la distensibilidad arterial y la resistencia vascular periférica. Posteriormente, surgió el modelo modificado de tres elementos, donde se añadió la impedancia aórtica a los dos anteriores.

Desde la primera descripción del modelo de dos compartimentos de Windkessel, los investigadores han desarrollado varios algoritmos que se basan en el análisis de onda de pulso para la medición continua y el seguimiento del volumen sistólico. Algunos de estos aparatos conocidos como analizadores de contorno de pulso se basan en la medición del volumen sistólico derivado del área debajo de la porción sistólica. La tecnología de contorno de pulso utiliza la ecuación de Wesseling. ⁽¹⁵⁾

El concepto de medir la presión directamente en las venas, el corazón y las arterias, se originó por Werner Forssmann en 1929, el Dr. Forssmann, colocó un catéter urológico a través de la vena antecubital y la dirigió hacia la aurícula derecha. A finales de la década de 1940, ganó el Premio Nobel de Medicina de 1956 junto con el Dr. Dickinson W. Richards y el Dr. Andre Cournand, quienes midieron directamente la presión arterial dentro de las venas, arterias y en el corazón y lograron caracterizar un número importante de patologías cardiovasculares. ^{(16) (17)}

Aunque el concepto de usar un catéter asistido por balón se publicó a mediados de los años cincuenta, una observación fortuita de un destacado cardiólogo, H.J.C. Swan en 1970 condujo a su mayor desarrollo. ^{(16) (11) (17)} Un día en la playa de California, H.J.C. Swan notó que un velero se movía rápidamente a pesar del clima tranquilo. Esta observación llevó a la idea inicial de diseñar un catéter con un dispositivo similar a un paracaídas o una vela unido a su punta que transportara el catéter sin esfuerzo junto con el flujo sanguíneo. ^{(16) (11)} La prueba inicial se realizó con un catéter con punta de balón porque era más fácil de fabricar. Resultó tan exitoso que se abandonó la idea original del paracaídas. Al mismo tiempo, se incorporó al uso del catéter el trabajo de William Ganz sobre el método de termodilución para medir el gasto cardíaco. Este diseño básico sigue utilizándose en la actualidad. ⁽¹⁶⁾ La base teórica para la termodilución había sido introducida desde 1953 por Fegler, quien comenzó a realizar experimentos con animales para medir el gasto cardíaco. ^{(16) (11) (17)}

El catéter de arteria pulmonar (PAC) sigue siendo el estándar de oro en el ámbito clínico al que se hace referencia cuando se comparan diferentes métodos de monitorización hemodinámica. ⁽¹⁸⁾

2.2 Fisiología cardiovascular

2.2.1 Gasto cardíaco

Se denomina gasto cardíaco a la cantidad de sangre que expulsa el corazón por unidad de tiempo. ⁽²⁰⁾ Es el producto de la frecuencia cardíaca y el volumen sistólico. Puede manipularse mediante alteraciones de la frecuencia y el ritmo cardíaco, precarga, contractilidad y poscarga. ⁽¹⁹⁾

Puede expresarse como:

$$\text{GC} = \text{volumen sistólico (VS)} \times \text{frecuencia cardíaca (FC)}$$

Por otra parte, la entrega de O₂ depende del gasto cardíaco (GC): ⁽²¹⁾

$$\text{Suministro de O}_2 = \text{gasto cardíaco} \times \text{contenido de O}_2 \text{ arterial}$$

El valor normal de GC en un adulto sano varía de 4-6,5 l/min. Sin embargo, este dato debe ser individualizado a cada paciente, valorar su tendencia y estado basal. En promedio se calcula 2,5 L/min por m² de superficie corporal en reposo. ⁽²⁰⁾

El gasto cardíaco es el mecanismo compensatorio principal que responde a la demanda de oxigenación. Es un parámetro clínico que garantiza la adecuada oxigenación tisular. Representa una evaluación global de la circulación, incluidas las influencias neurohumorales. ⁽¹⁶⁾ Es la medida estándar de referencia para evaluar la perfusión de órganos diana y el suministro de oxígeno en estado de *shock*. La evaluación del GC en pacientes críticamente enfermos permite determinar el estado hemodinámico, identificar la estrategia terapéutica más adecuada y controlar los efectos de la terapia. ⁽²²⁾ Asegurar el suministro adecuado de oxígeno, por lo tanto, la oxigenación y utilización adecuada en los tejidos es una de las principales tareas para mantener la homeostasia. ⁽²¹⁾

La optimización hemodinámica en pacientes críticos es una tarea compleja. La perfusión de órganos no solo está determinada por la presión de perfusión, sino también por el gasto cardíaco. ⁽²³⁾⁽²⁴⁾ En una forma generalizada y potencialmente mortal de insuficiencia circulatoria aguda asociada a una utilización inadecuada de oxígeno celular, es fútil mantener un alto contenido de oxígeno arterial si este no se puede administrar

adecuadamente a los tejidos. ⁽²⁵⁾⁽²¹⁾ Por lo que la medición y optimización del gasto cardíaco es la mejor manera de guiar y facilitar la perfusión y oxigenación tisular. Para de esta manera poder establecer una estrategia de tratamiento adecuada. ^{(19) (26)}

El gasto cardíaco se considera un marcador de la función cardíaca global. Además, también ofrece datos sobre la causa del *shock* y de la insuficiencia orgánica. Es un parámetro fundamental en la evaluación hemodinámica del paciente crítico. El valor de este debe integrarse con otras variables hemodinámicas para obtener una información completa para orientar las decisiones terapéuticas. ⁽²⁷⁾

La cuantificación precisa del gasto cardíaco tiene una importancia vital en los pacientes quirúrgicos de alto riesgo y en estado crítico. La monitorización del GC junto con los protocolos perioperatorios para guiar la fluidoterapia intravenosa y el apoyo inotrópico, con el objetivo de mejorar el suministro de oxígeno, han demostrado mejorar los resultados perioperatorios en pacientes quirúrgicos de alto riesgo. ⁽²⁸⁾ La comprensión de los principios subyacentes de los dispositivos de medición de GC ayuda a conocer las limitaciones de su uso y permite una utilización eficaz y segura. En la actualidad, ningún dispositivo de monitorización de GC puede cumplir todos los requisitos clínicos, teniendo en cuenta las limitaciones de las diversas técnicas de monitorización. ⁽²⁴⁾

Se pueden usar diferentes dispositivos de monitoreo de GC, durante la práctica clínica de los pacientes, con un enfoque integrado basado en su invasividad y la necesidad de datos hemodinámicos adicionales. Estos dispositivos agregan información de tendencias numéricas que contribuyen a determinar un adecuado manejo de los pacientes complejos. ⁽²⁴⁾

No solo se requiere una cuantificación precisa sino también una detección temprana del cambio hemodinámico en el perioperatorio así como en la unidad de cuidados intensivos. La monitorización invasiva con un catéter de arteria pulmonar (PAC) es el estándar de oro, pero ahora se encuentran disponibles muchos dispositivos alternativos menos invasivos, con adecuada capacidad de tendencia y resultados ipsofactos con precisiones demostradas en múltiples estudios de carácter comparativo. ⁽²⁴⁾

Los pacientes críticamente enfermos con *shock* circulatorio tienen un mayor riesgo de insuficiencia multiorgánica, morbilidad a largo plazo y mortalidad. El monitoreo

hemodinámico avanzado en estos pacientes puede confirmar el diagnóstico y al mismo tiempo guiar el manejo al brindar información sobre la función cardíaca, la precarga cardíaca y la poscarga. ^{(29) (30)}

La detección clínica de hipoperfusión tisular, con o sin hipotensión arterial, implica la necesidad de adoptar medidas para mejorar la entrega de oxígeno (DO₂). En este proceso de reversión de disoxia o reanimación hemodinámica, el primer paso siempre incluye la necesidad de optimizar la volemia. En consecuencia, es recomendable, en pacientes seleccionados, monitorizar desde el principio parámetros que determinen datos hemodinámicos y que puedan ser de ayuda en la toma de decisiones iniciales de la reanimación. ⁽²⁷⁾

El uso de monitorización de GC junto con protocolos perioperatorios para guiar la fluidoterapia intravenosa y el apoyo inotrópico o vasopresor con el objetivo de mejorar el GC son competencias esenciales en la práctica de la anestesiología moderna. ⁽²⁴⁾ Los estudios han demostrado que el monitoreo de GC mínimamente invasivo combinado con los protocolos de terapia dirigida por objetivos mejoran el resultados perioperatorio en pacientes quirúrgicos. ⁽²⁴⁾⁽²⁸⁾⁽³¹⁾⁽³²⁾⁽³³⁾⁽³⁴⁾ La comprensión de los principios subyacentes de cómo funciona el dispositivo de medición de GC, así como los errores y las limitaciones de su uso, permitirá una utilización más eficaz y segura. ⁽²⁴⁾

2.2.2. Determinantes del gasto cardíaco

El gasto cardíaco es el producto del volumen sistólico y la frecuencia cardíaca. El volumen sistólico está determinado por la precarga, que es el volumen telediastólico del ventrículo izquierdo; la contractilidad del miocardio; y la poscarga, que es la resistencia contra la cual expulsa el flujo sanguíneo el ventrículo izquierdo. ⁽¹⁶⁾ Sin embargo, el valor del gasto cardíaco debe integrarse con otras variables hemodinámicas, signos y parámetros de oxigenación tisular, para obtener una información completa y orientar la toma de decisiones respecto al tratamiento. ⁽²⁷⁾

a) Precarga

Está determinada por la longitud de la fibra cardíaca antes de su contracción. Según la ley de Frank-Starling, existe una relación directa entre el grado de elongación de la fibra en diástole y el acortamiento de la fibra miocárdica en sístole. Debido a que el estiramiento de la fibra conlleva una ligera elongación del sarcómero con lo que aumenta el número de lugares de interacción entre actina y miosina. ⁽²⁰⁾

Según la ley de Frank-Starling, a una frecuencia cardíaca constante, el gasto cardíaco es directamente proporcional a la precarga hasta un punto a partir del cual, aunque aumenten las presiones de llenado ventricular el GC no aumentará e incluso podría descender. Dentro de la curva de Frank-Starling, podemos definir dos fases: una zona en la que el aumento de precarga se correlaciona de forma lineal con un aumento en el volumen sistólico o zona precarga dependiente y una zona precarga independiente.

Durante la despolarización de la célula miocárdica se genera la contracción, aumenta el calcio en el citosol liberado de forma pasiva desde el retículo sarcoplasmático, lo que produce el movimiento de la tropomiosina y hace posible la unión actina-miosina. Al producirse el acoplamiento hay alto contenido de ATP, y esta energía bioquímica se transforma en energía mecánica. El desacoplamiento se produce por la hidrólisis de una nueva molécula de ATP que se utiliza para almacenamiento en cabezas de miosina y para el transporte de calcio hacia el retículo sarcoplasmático lo que disminuye la concentración de calcio en el citosol. En general, las fibras miocárdicas al extenderse aumentan su afinidad por el calcio y consiguientemente la contractilidad miocárdica, pero llega un punto en que el miocito no puede distenderse más, debido a limitaciones anatómicas y estructurales.

Una sobredistensión miocárdica, como ocurre en las miocardiopatías dilatadas, conlleva una alteración estructural de los miocitos, lo que ocasiona una pérdida de contractilidad y un descenso en el gasto cardíaco. ⁽²⁰⁾ Por otra parte, también existe un desplazamiento a la derecha de la curva de Frank-Starling cuando la distensibilidad ventricular se ve afectada por procesos que alteran la relajación ventricular, como hipertrofia, fibrosis o por factores extrínsecos como enfermedades del pericardio. ⁽²⁰⁾

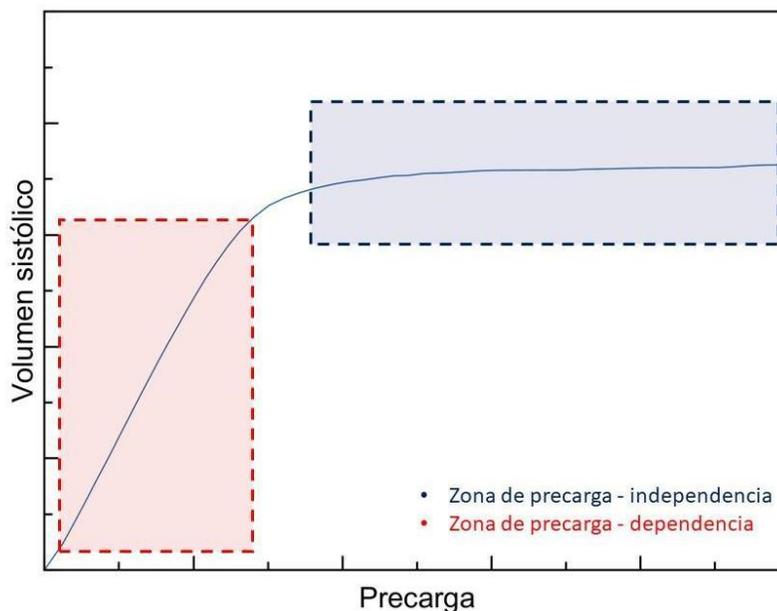


Figura 1. Ley de Frank Starling adaptada de García, 2011 ⁽²⁰⁾

b) Poscarga

Representa la resistencia al vaciado del corazón. La poscarga equivale a la tensión de la pared ventricular en sístole, siendo esta tensión la presión que debe superar el ventrículo al contraerse. El gasto cardíaco tiene una relación inversa con la poscarga. Asumiendo que el ventrículo tiene forma esférica, la ley de Laplace expresa la tensión de la pared según la fórmula:

$$\text{Tensión} = \text{Presión cavitaria} \times \text{radio de la cavidad} / 2 \times \text{espesor de la pared}$$

Los principales determinantes de la presión ventricular durante la sístole son la fuerza de contracción ventricular, la distensibilidad de las paredes de la aorta y la resistencia vascular sistémica. Dado que la distensibilidad vascular suele ser constante, en la práctica clínica suele equipararse poscarga con resistencia vascular sistémica (RVS), Puede calcularse a partir de la fórmula:

$$\text{RVS} = (\text{PAM} - \text{PVC}) / \text{GC}$$

Conociendo las resistencias vasculares sistémicas, en ausencia de alteraciones de la función cardíaca, la presión arterial media es una aproximación válida de la poscarga, ya que la presión arterial media depende fundamentalmente y en forma directa del gasto cardíaco y de las resistencias vasculares periféricas: ⁽²⁰⁾

$$\text{PAM} = (\text{GC} \times \text{RVS}) + \text{PVC}$$

c) Contractilidad

Capacidad intrínseca del miocardio para bombear la sangre en condiciones de precarga y poscarga constantes. Está relacionada con la velocidad de acortamiento del miocardio que a su vez depende del contenido de calcio intracelular de los miocitos y de la proteincinasa. La contractilidad miocárdica además es modulada por factores neurohumorales. ⁽²⁰⁾

2.3. Monitoreo hemodinámico

El término monitor deriva del latín *monere* que significa advertir. ⁽¹⁹⁾ La hemodinamia se define como el estudio detrás de las fuerzas involucradas en la circulación sanguínea. ⁽¹⁶⁾ Desde el comienzo de la anestesia, en 1846, el anestesiólogo ha estado relacionado con la monitorización hemodinámica, desde palpar el pulso hasta el uso de sofisticadas tecnologías. ⁽¹⁶⁾

La monitorización hemodinámica y estudio de la función cardiovascular nos permite obtener información valiosa sobre la fisiopatología cardiovascular del paciente crítico, por lo que constituye una herramienta fundamental en el abordaje diagnóstico y en la orientación terapéutica del paciente con hipoperfusión tisular e inestabilidad hemodinámica. ⁽²⁷⁾ El primer paso en la evaluación inicial del paciente crítico es determinar el estado de perfusión tisular. La presencia de disoxia celular es un factor clave en el desarrollo de daño orgánico, falla multiorgánica y eventualmente la muerte. ⁽²⁷⁾ Estos factores indican la necesidad del anestesiólogo o el intensivista de detectar tempranamente esta circunstancia y asegurar un adecuado suministro oxígeno tisular durante el período perioperatorio. ⁽¹⁶⁾

La inestabilidad hemodinámica se define como una perfusión global o regional inadecuada para mantener la funcionalidad orgánica. ⁽¹⁶⁾ Suele hacer referencia a la

presencia de signos clínicos sugestivos de hipoperfusión como alteración del sensorio, mal llenado capilar e hipotensión arterial. ⁽²⁷⁾

Dos de las variables que reflejan la perfusión de órganos son el gasto cardíaco y la presión arterial. Ambas están íntimamente relacionadas entre sí y se relacionan además con límites de autorregulación coronaria y cerebral. ⁽¹⁶⁾ La hipotensión es un indicador tardío de disfunción circulatoria y deterioro de la perfusión tisular. ⁽¹⁹⁾ Hay evidencia de que la presencia de hipoperfusión incluso en ausencia de hipotensión también se asocia a un aumento significativo de la morbimortalidad y esto ha llevado a un esfuerzo intensificado para detectar tempranamente situaciones de hipoperfusión. ⁽²⁷⁾

Prevenir el daño celular mediante la optimización del suministro de oxígeno a los tejidos de acuerdo con la necesidad metabólica y adecuado a la macrocirculación permite garantizar la autorregulación capilar y el suministro de oxígeno microcirculatorio. ⁽²⁶⁾ Los cambios microcirculatorios juegan un papel importante en el desarrollo de disfunción orgánica y falla multiorgánica. Existe un interés creciente en nuevas técnicas para monitorear la microcirculación, estas aún no están disponibles para la práctica clínica por lo que el monitoreo hemodinámico todavía se enfoca en la macrocirculación. ⁽³⁵⁾⁽²⁶⁾

La monitorización del paciente crítico debe ser global. Una monitorización multiparamétrica, que combine los parámetros hemodinámicos y los datos metabólicos del transporte y consumo de oxígeno celular. Esto con el objetivo de optimizar la perfusión tisular y aumentar la supervivencia de los pacientes críticos. ⁽¹⁰⁾ El énfasis de toda reanimación debe ser la prevención de la disfunción orgánica. ⁽¹⁹⁾

El monitoreo es una parte integral de la práctica de anestesia y cuidados intensivos que es esencial para el cuidado diario del paciente críticamente enfermo. ⁽¹⁹⁾ Los pacientes ingresados en unidades de cuidados intensivos, en general, muestran evidencia de disfunción orgánica o están en riesgo de presentarla. Todos los pacientes críticamente enfermos deben ser monitorizados y el grado de monitorización puede variar según la necesidad del paciente. ⁽¹⁸⁾⁽¹⁹⁾ Se dispone de diversas tecnologías en el mercado que permiten la monitorización de diferentes parámetros, algunas más o menos invasivas. ⁽¹⁰⁾

La monitorización hemodinámica tiene como objetivo final disminuir la mortalidad de los pacientes. ⁽¹⁰⁾ Además, permite diferenciar las distintas causas de inestabilidad

hemodinámica. Los datos documentados ayudan a guiar las intervenciones terapéuticas para de esta manera mejorar el pronóstico de los pacientes. Las principales razones que justifican el monitoreo son detectar alteraciones cardiovasculares antes de que se presente fallo orgánico y ayudar al clínico a monitorizar la respuesta terapéutica.

Es importante tener en cuenta que la monitorización sólo es una herramienta diagnóstica y no mejora el pronóstico a no ser que se acompañe de un tratamiento adecuado que optimice la evolución del paciente. Otros factores determinantes que pueden influir en el resultado de dichas intervenciones son la correcta interpretación de los datos obtenidos, el momento preciso de instauración del tratamiento y la patología tratada. ⁽²⁷⁾

La inestabilidad hemodinámica es frecuente en pacientes bajo anestesia y la utilidad de los sistemas de monitorización en el *shock* se basa en la capacidad de obtener variables hemodinámicas cuantificables, fiables y capaces de valorar precarga, poscarga y contractilidad. ⁽²⁶⁾ La monitorización hemodinámica es una parte fundamental del manejo perioperatorio del paciente cardiovascular y de cirugía abdominal mayor. Ayuda a detectar alteraciones hemodinámicas, diagnosticar sus causas subyacentes y optimizar el suministro de oxígeno a los tejidos. Además, es necesaria para evaluar la idoneidad de intervenciones terapéuticas como la expansión de volumen o fármacos vasoactivos. ⁽²⁹⁾⁽³⁰⁾ Permite a su vez distinguir las distintas causas de *shock*, ya sea, hipovolémico, cardiogénico, obstructivo y distributivo. ⁽¹⁹⁾

Los desarrollos recientes incluyen el paso de variables estáticas a dinámicas para evaluar condiciones como la capacidad de respuesta a fluidos. ⁽²⁹⁾⁽³⁰⁾ De este modo se logra sintetizar la información adicional en el contexto individual del paciente para mejorar la toma de decisiones clínicas y permitir así una manipulación agresiva temprana de acuerdo con la fisiopatología de cada paciente. ⁽¹⁹⁾ La monitorización hemodinámica resulta útil para reconocer el problema e identificar la causa subyacente de modo que se puedan instaurar de forma adecuada la terapia seleccionada y también con un enfoque preventivo, que permita realizar acciones antes de que surja el problema. ⁽³⁵⁾

La monitorización ha evolucionado y mejorado de manera importante durante las últimas décadas a medida que el enfoque clínico ha pasado de estático a funcional. Los

avances tecnológicos han innovado dispositivos mínimamente invasivos y no invasivos basados en el análisis de forma de onda de presión arterial. ⁽¹⁵⁾ ⁽³⁵⁾

El sistema cardiovascular es el sistema de órganos más comúnmente monitorizado en anestesia y cuidados intensivos. La monitorización es una ayuda cognitiva que permite a los médicos detectar la naturaleza y el alcance de la patología. Ayuda a identificar la presencia de *shock*, guía la respuesta a la reanimación y así mejorar el suministro de oxígeno a los tejidos vulnerables. ⁽¹⁹⁾

Es necesario no solo estar familiarizado con las modalidades comúnmente utilizadas de monitorización hemodinámica, sino también comprender los principios físicos que subyacen al equipo de monitorización, lo que permite interpretar de manera competente los datos hemodinámicos para su uso en la práctica clínica y así identificar artefactos y solucionar problemas relacionados con el equipo. ⁽¹⁹⁾ Para que el clínico pueda utilizar de modo eficaz cualquiera de estos dispositivos es necesario que comprenda su funcionamiento, sus ventajas e inconvenientes y los escenarios más propicios para cada uno de ellos. ⁽¹⁰⁾

El espectro de la monitorización hemodinámica abarca desde la evaluación clínica simple y la monitorización rutinaria a pie de cama hasta la ecografía en el punto de atención y varios dispositivos de monitorización invasiva. Se debe conocer la gama de técnicas, métodos, intervenciones y avances tecnológicos disponibles, así como poseer un enfoque sólido para el control hemodinámico básico antes de seleccionar la modalidad óptima. ⁽³⁶⁾ Hay avances significativos en las técnicas y dispositivos de monitorización en la unidad de cuidados intensivos y el entorno quirúrgico y se continúan desarrollando actualizaciones en los dispositivos ya existentes, así como la fabricación de nuevos equipos. ⁽³⁶⁾

2.3. Técnicas de monitoreo hemodinámico

Es importante valorar el diagnóstico diferencial del *shock* circulatorio y determinación de la capacidad de respuesta a fluidos. Hay varios dispositivos de medición y monitoreo de gasto cardíaco, algunos de los cuales usan principios físicos simples y otros usan modelos matemáticos. ⁽²¹⁾ Mientras que los primeros ofrecen una mayor precisión, los segundos ofrecen una mejor capacidad de tendencia. La termodilución por medio de catéter de arteria pulmonar (PAC) sigue siendo el estándar

de referencia para la medición de GC, pero los usos rutinarios están limitados por su invasividad. Por otra parte, la ecocardiografía ofrece una alternativa a la termodilución en virtud de su precisión y mínima invasividad. ⁽²¹⁾

La monitorización continua y dinámica de la función cardíaca juega un papel crucial en el diagnóstico, la evaluación, el tratamiento y el pronóstico de los pacientes críticamente enfermos. La medición del gasto cardíaco es uno de los parámetros más importantes en la monitorización de la función cardiovascular. ⁽³⁷⁾

Los pacientes críticamente enfermos a menudo presentan disfunción miocárdica o alteraciones de la función vasomotora, lo que lleva a disfunción multiorgánica y a una mayor mortalidad. Con el seguimiento hemodinámico, el objetivo es orientar al médico para prevenir, tratar la causa y de este modo mejorar los resultados del paciente. ^{(18) (19)}

La monitorización del paciente crítico y bajo anestesia debe ser individualizada. En muchos casos la inestabilidad hemodinámica puede resolverse mediante una valoración y monitorización sencillas como exploración física, diuresis, presión arterial, estimación de parámetros de precarga y respuesta de volumen, sin tener que recurrir a medidas o procedimientos adicionales. Sin embargo, algunos pacientes continúan con signos de hipoperfusión 3-6 h después del inicio del tratamiento. En estos casos, puede ser útil utilizar una monitorización más exhaustiva que produzca información más detallada sobre la función cardiovascular, y que permita comprender el motivo del fracaso en el manejo inicial y así orientar de manera más adecuada las medidas de reanimación. Esta monitorización debe incluir el GC y debe iniciarse de forma precoz una vez que el paciente sea refractario al tratamiento inicial. ^{(10) (26) (27)(35)}

En pacientes con hipoxemia inicial severa, sospecha de insuficiencia cardíaca o cirugía mayor es razonable monitorizar el GC desde etapas tempranas, ya que las medidas iniciales de reanimación como expansión de volumen pueden empeorar la función cardíaca y viabilidad tisular. ⁽²⁷⁾

La tecnología ideal para la estimación del GC debería ser: no invasiva, continua, fiable, reproducible, rentable, confiable en una variedad de estados fisiológicos, exacta, con un tiempo de respuesta rápido, con los mínimos efectos secundarios, estar disponible al pie de la cama y ser cómoda tanto para el paciente como para el profesional. ^{(19) (20)}. Además, deben tomarse en cuenta factores como costo y disponibilidad. ⁽¹⁰⁾ Hasta

el momento, ninguna de las técnicas disponibles cumple todas estas características y la utilización de cada uno de los métodos va a depender fundamentalmente de su disponibilidad, de los conocimientos y aptitudes del profesional a cargo. ⁽²⁰⁾

Existen diferentes métodos para medir el gasto cardíaco. Las herramientas utilizadas más frecuentemente para calcular el GC incluyen: principio de Fick, la termodilución y litiodilución transpulmonar, así como, métodos que calculan el volumen sistólico (VS) a partir del análisis de la morfología de la onda de presión arterial y los menos invasivos como Doppler o biorreactancia torácica.^{(20) (24)} Desde la introducción del catéter de arteria pulmonar hasta las últimas tecnologías menos invasivas, la monitorización hemodinámica ha estado rodeada de muchas preguntas sobre su utilidad y su impacto final en el pronóstico del paciente.⁽²⁰⁾⁽²⁷⁾ Ningún tipo de monitorización ha demostrado aumentar la supervivencia de ningún tipo de paciente; sin embargo, en determinados pacientes el hecho de tener al alcance información sobre el funcionamiento cardíaco ayuda a entender la fisiopatología del proceso y brinda una guía a la hora de tomar decisiones terapéuticas, y de esta manera influye de forma vital en el pronóstico.
⁽²⁰⁾

La elección de cada técnica en la estimación del GC está influenciada por una serie de factores, algunos de los cuales están relacionados con el dispositivo, sus ventajas y limitaciones, mientras que otros pueden ser de naturaleza institucional o relacionados con el paciente. Por otro lado, se debe tener en cuenta que el uso de un sistema menos invasivo puede ser preferible si es capaz de ofrecernos información de manera rápida y sencilla, incluso si dicha información es un poco menos exacta, particularmente en situaciones en las que la evaluación rápida de la condición del paciente es necesaria. A su vez el seguimiento de cambios y tendencias en el GC es más relevante en la práctica clínica que el grado de concordancia entre los valores absolutos. En muchos casos, la elección del dispositivo de monitorización hemodinámica depende no solo de la técnica para estimar el GC, sino también de los parámetros adicionales proporcionados por el sistema, la gravedad de la condición del paciente y la etiología subyacente del *shock*.⁽²⁷⁾

Es importante el seguimiento de los cambios hemodinámicos en períodos cortos de tiempo para valorar el resultado de la administración de volumen o fármacos

vasoactivos, en estos casos la monitorización continua de las variables hemodinámicas y la estimación del GC latido a latido puede ser particularmente útil. ⁽²¹⁾ ⁽²⁷⁾

Los dispositivos basados en principios físicos como la ley de Fick, la conservación de masa o energía y la medición Doppler del flujo sanguíneo, son más precisos, pero solo proporcionan una estimación puntual única. ⁽²¹⁾ Los dispositivos basados en predicción matemática que utilizan análisis de forma de onda arterial o modelos bioeléctricos son menos precisos, pero permiten un seguimiento continuo. ⁽²¹⁾

Es importante apreciar que cada dispositivo tiene sus limitaciones inherentes y que ningún dispositivo de monitorización del gasto cardíaco puede cambiar el resultado del paciente a menos que su uso se combine con una intervención que por sí sola se haya asociado con mejores resultados en el paciente. Por lo tanto, el concepto de optimización hemodinámica se reconoce cada vez más como una piedra angular en el manejo de pacientes críticamente enfermos y se ha demostrado que está asociado con un mejor resultado en el perioperatorio. ⁽⁶⁾

El CAP ha sido la técnica más utilizada desde su introducción hace más de 40 años. Sin embargo, su uso ha disminuido debido a la controversia sobre sus indicaciones, sus limitaciones e incluso por la relación en varios estudios con aumento en la mortalidad.⁽¹⁰⁾ Esto ha intensificado la búsqueda de nuevos métodos de seguimiento. En la actualidad, una serie de avances tecnológicos nos ofrece muchos sistemas que pueden utilizarse para explorar los aspectos más importantes de la hemodinámica. ⁽¹⁰⁾ ⁽²⁷⁾ El CAP es una herramienta útil, capaz de mejorar la supervivencia cuando se asocia a un algoritmo de tratamiento con objetivos fisiológicos específicos y se utiliza en los pacientes adecuados. No ha mostrado beneficio cuando se ha utilizado en poblaciones de riesgo quirúrgico bajo, o cuando se ha utilizado para guiar la reanimación en fases tardías de la enfermedad, una vez que el daño orgánico ya está instaurado. ⁽¹⁰⁾ La medición del GC mediante CAP se basa en la termodilución transcardíaca. Tras calentar la sangre, y posteriormente el termistor, detecta los cambios de temperatura a lo largo del tiempo, y los registra en forma de curva. El área bajo la curva registrada es el volumen minuto. ⁽¹⁰⁾ En la actualidad, no prohíben por completo, pero limitan cada vez más el uso del catéter de arteria pulmonar. ⁽²⁴⁾

Desde el punto de vista clínico es importante establecer un correcto diagnóstico

para poder optimizar adecuadamente todas aquellas variables que influyen en el GC, sin limitarnos exclusivamente al GC para valorar la función cardiovascular, ya que es un parámetro incompleto de la función cardíaca. Cuando está bajo, representa un trastorno grave de la función circulatoria y no necesariamente de la contractilidad. A pesar de esta limitación, permite valorar la principal función del corazón en cuanto a suministro de sangre tisular. ⁽¹⁰⁾⁽³⁸⁾ De este modo, a su vez permite mejorar los resultados de los pacientes en términos de reducción de complicaciones, tiempo de duración de la ventilación mecánica, y con ello la morbimortalidad y la estancia hospitalaria. ⁽¹⁰⁾

Los analizadores de contorno de pulso por su parte son los dispositivos más fáciles de usar y proporcionan parámetros susceptibles de ser incluidos en las estrategias de terapia guiada por objetivos y sobre todo mínimamente invasivos. ⁽¹⁵⁾ Se considera que los métodos de análisis de contorno de pulso son más confiables para rastrear cambios y dar seguimiento al gasto cardíaco. ⁽¹⁵⁾ Su uso durante la terapia de fluidos guiada por objetivos ha demostrado buenos resultados. ^{(10) (39)}

2.4. Análisis del contorno de pulso

2.4.1 Principios físicos de la transducción de presión

La transducción de presión tiene un uso generalizado en anestesia y cuidados críticos para medir variables hemodinámicas invasivas tales como presión arterial, presión venosa central, presión de la arteria pulmonar y otros. ⁽¹⁹⁾

El sistema de transductor básico es común en todos los medios de monitorización de presión invasiva. Consiste en un sistema de galgas extensométricas acoplado a un fluido. Una cánula insertada directamente en el lumen del vaso cuya presión se está midiendo, se conecta a través de una conexión de plástico que contiene fluido a alta presión a un medidor de tensión. ⁽¹⁹⁾

El sistema de galgas extensométricas consiste en una pieza semiconductor integrada en un diafragma de silicio. La onda de presión transmitida a través del sistema de acoplamiento de fluido deforma la estructura de la red cristalina del silicio, lo que cambia la resistencia. La mayoría de los transductores modernos tienen cuatro de estos piezorresistores dentro del área del diafragma, dos de los cuales están sujetos a esfuerzos tangenciales y dos a esfuerzos radiales. ⁽¹⁹⁾

Las resistencias están conectadas en una configuración de cuatro brazos y proporcionan una salida de manera que

$$V_{out} = V_{supplied} = \Delta R = \Omega$$

Donde V_{out} = voltaje de salida medido; $V_{supplied}$ = voltaje suministrado;

Ω = resistencia y ΔR = cambio en la resistencia con la presión aplicada.

La corriente de salida se muestra en el monitor. Los transductores disponibles comercialmente se calibran individualmente y tienen un alto nivel de precisión. ⁽¹⁹⁾

El transductor se pone inicialmente a cero a la presión del aire ambiente y luego se conecta a la circulación del paciente en un circuito. ⁽¹⁹⁾

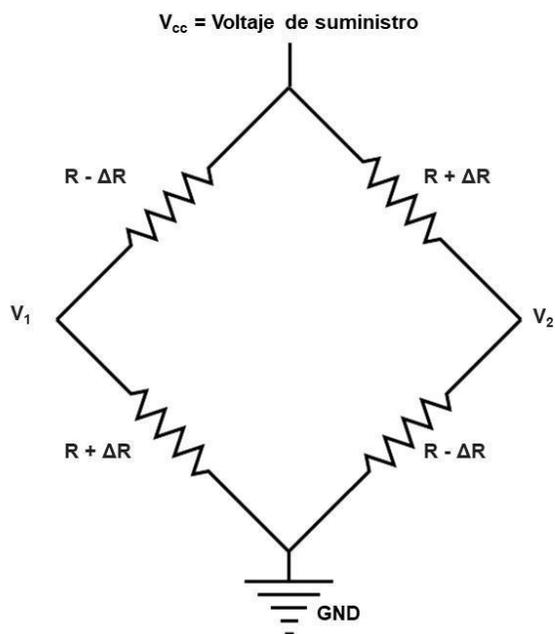


Figura 2. *Semiconductor integrado piezoresistivos adaptada de Majumdar, 2017* ⁽¹⁹⁾

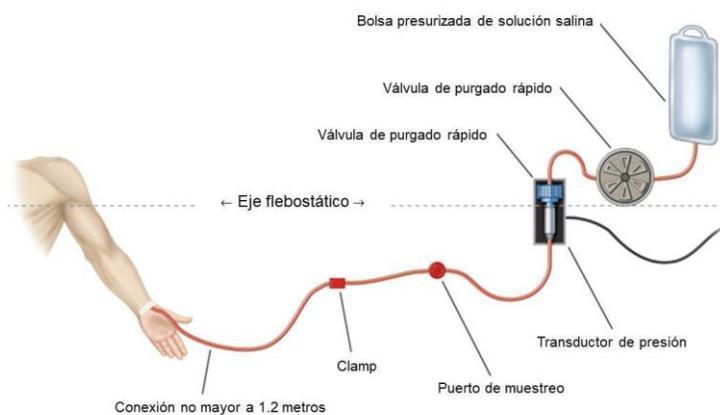


Figura 3. *Transductor de presión adaptada de Majumdar, 2017* ⁽¹⁹⁾

2.4.2. Sistema FloTrac®/Vigileo®

El sistema FloTrac®/Vigileo® (Edwards LifeSciences, Irvine, USA) es uno de los dispositivos de monitorización hemodinámica mínimamente invasivos para evaluar el estado hemodinámico de los pacientes. Está compuesto por el sensor FloTrac® y el monitor Vigileo® que analiza el contorno de pulso arterial sin necesidad de calibración externa. Se puede conectar también al monitor EV1000 o Hemosphere, todos Edwards Lifesciences.

La cánula arterial está unida a un sistema transductor de presión acoplado a solución salina y proporciona una medición precisa latido a latido de la presión arterial.

⁽²⁰⁾ La calibración externa es reemplazada por factores de corrección que dependen de la presión arterial media y de medidas antropométricas (edad, sexo, peso y altura del paciente). Se basa en el principio de que la presión de pulso (diferencia entre la presión sistólica y la diastólica) es proporcional al volumen sistólico e inversamente proporcional a la distensibilidad aórtica. Analiza el área bajo la curva sistólica en la onda arterial (dP / dt) y después la calibra de acuerdo con la distensibilidad arterial, la resistencia vascular sistémica y los factores de calibración específicos del paciente.

No precisa de acceso venoso central, el cual es imprescindible para los métodos de dilución empleados en los dispositivos que requieren calibración manual, ni de la canulación de una arteria de grueso calibre; solo requiere un catéter arterial radial. Además del GC continuo, proporciona información sobre el VS, la VVS y RVS (en el caso de la RVS se debe agregar un CVC o introducir de manera manual la PVC en el monitor).

⁽¹⁰⁾ ⁽²⁴⁾ ⁽²⁹⁾⁽³⁰⁾

El algoritmo FloTrac® analiza la forma de onda de presión cien veces por segundo durante 20 segundos, de manera que captura 2000 puntos de datos para su análisis. Luego, el gasto cardíaco se estima utilizando el siguiente algoritmo:

$$GC = FC \times SDpp \times Khi$$

Donde FC es la frecuencia cardíaca, SDpp es la desviación estándar de presión de pulso y Khi (X) es un factor de corrección para el tono vascular. Khi se deriva del sexo, la edad y el área de superficie corporal del paciente, así como de ciertas características de la onda de presión, como la presión arterial media, la asimetría de la onda de presión

y la curtosis de la onda de presión (una cuantificación de cuán puntiaguda o plana es la onda de presión). Estas características de la onda de presión se analizan constantemente y se comparan con una base de datos de numerosos pacientes de prueba que se utilizan para modificar Khi continuamente. ^{(18) (29)(30)}

Durante los últimos 10 años, el algoritmo ha sido objeto de continuas modificaciones con el objetivo de mejorar su exactitud y precisión; hasta ahora se han desarrollado cuatro generaciones de software. El software de primera generación utilizó un algoritmo basado en los datos demográficos del paciente (edad, sexo, peso y altura) y una base de datos de GC medido por PAC en diferentes condiciones clínicas correlacionadas con la desviación estándar de la presión del pulso medida durante una ventana de 20 segundos.

El software de segunda generación (2.0) fue diseñado para realizar una autocalibración cada minuto. El software de tercera generación (3.0) utiliza una tecnología de tono dinámico y más variables fisiológicas, y demostró una precisión mejorada en pacientes de cirugía cardíaca ⁽⁴⁰⁾, en trasplante de hígado ⁽⁴¹⁾ y en cirugía general. ⁽⁴²⁾ Debido a la falta de fiabilidad del software de tercera generación para rastrear los cambios en el índice cardíaco (IC) con la administración de vasopresores ⁽⁴³⁾ el software de cuarta generación (4.0) se desarrolló con base en un nuevo factor de corrección para cambios agudos en la RVS.

A pesar de estos avances, un estudio realizado en pacientes de cirugía cardíaca demostró que los valores de GC medidos por el software de cuarta generación aún evidenciaban una discrepancia en comparación con los valores de PAC. ⁽⁴⁴⁾ Por el contrario, la capacidad de tendencia de seguimiento de GC después de la administración de vasopresores mejoró enormemente. ⁽⁴⁴⁾ Al ser fácil de usar y medir también la VVS, el sistema se utilizó ampliamente con resultados mixtos en términos de exactitud y precisión en diferentes poblaciones de pacientes. ^{(15) (29) (30)}

El sistema FloTrac[®] / Vigileo[®] calcula el gasto cardíaco a partir de las variables de la ecuación básica para medir la perfusión. La frecuencia de pulso se determina a partir de los cambios en la forma de onda de presión y utiliza únicamente los latidos efectivos. El volumen sistólico puede considerarse un proceso de dos pasos después de ingresar manualmente las variables individuales del paciente (edad, sexo, altura, peso). Como

primer paso, se evalúa la contribución de la presión del pulso al volumen sistólico. Se supone que es proporcional a la desviación estándar de la presión del pulso arterial (SDap) teniendo en cuenta los principios establecidos por Frank. La grabación de SDap tiene la ventaja de que está menos influenciada por la variación aleatoria de la señal de presión arterial o las propiedades físicas del sistema de conducción del catéter que la señal de presión arterial bruta. SDap se correlaciona con el volumen sistólico utilizando una base de datos subyacente que consta de datos antropomórficos y hemodinámicos.

Estos datos se recopilaron utilizando la técnica de termodilución a través de un catéter de arteria pulmonar en una variedad de poblaciones y entornos de pacientes durante el proceso de desarrollo inicial y posteriormente durante la mejora del algoritmo desde la primera hasta la cuarta generación del dispositivo. La presión del pulso se registra a una frecuencia de 100 Hz y la SDap se determina durante una ventana de 20s.

El segundo paso es la integración del tono vascular y la influencia de la presión del pulso en el tono vascular, es decir, distensibilidad aórtica y elastancia vascular. El equivalente fásico de la resistencia vascular y el árbol arterial se evalúan como una sola variable Khi (X). Por lo tanto, la ecuación de gasto cardíaco del sistema FloTrac® / Vigileo® es la siguiente ⁽⁴⁵⁾:

$$GC = PR \times SDap \times X$$

X se ajusta cada minuto utilizando las últimas generaciones de software. Para el cálculo de X se utilizan diferentes características en el modelo multivariado, siendo los componentes más importantes la distensibilidad aórtica y los diferentes momentos estadísticos de curva de presión arterial (PAM, SDap, asimetría y curtosis). La conversión de la desviación estándar a ml por latido se logra multiplicando por Khi (X).

Se ha demostrado que la distensibilidad aórtica se correlaciona con la edad, el sexo y la PAM y se puede calcular utilizando estas variables y la anatomía aórtica (diámetro y longitud). Los aumentos de presión arterial media se correlacionan con aumentos de la resistencia vascular, mientras que los cambios de SDap en combinación con aspectos de curtosis son indicativos de distensibilidad y reflectancia de ondas de diferentes ubicaciones arteriales. ⁽⁴⁷⁾

La oblicuidad o asimetría ("skewness") es una medida de la simetría de la onda de presión arterial, que varía con los cambios en el tono vascular, principalmente la resistencia vascular. La curtosis, por otro lado, es una medida de la distribución de la forma de onda, es decir, la altura de la presión del pulso que indica la distensibilidad vascular. (40) (46) (47) (45) (48) (49)

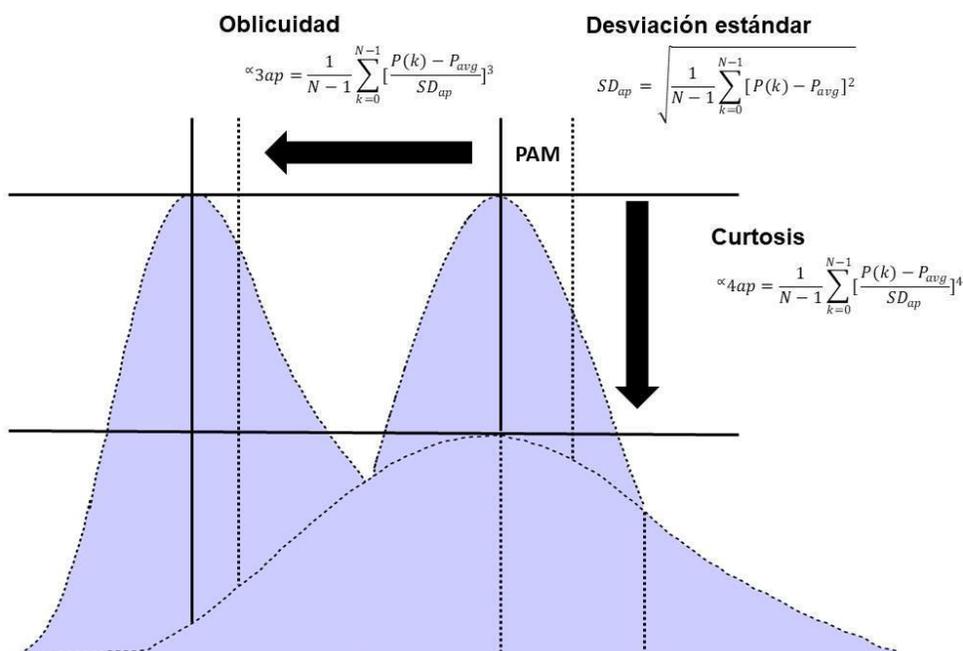


Figura 4. *Equación FloTrac® adaptada de Hofer, 2012 (47)*

Donde X es el resultado de M, FC, SDap, C (P), ASC, PAM, μ_{3ap} , μ_{4ap} ...)

X = Parámetro multifactorial de escala proporcional a los efectos del tono vascular sobre la presión del pulso

FC = Frecuencia de pulso

SDap = Desviación estándar de la presión del pulso arterial

M = Ecuación polinómica multifactorial

ASC = Área de superficie corporal calculada por la ecuación de Dubois para el área de superficie corporal

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

μ = Momentos estadísticos determinados por la oblicuidad (asimetría) y la curtosis (distinción de un pico) calculados a lo largo de varias derivadas matemáticas

Pavg = Promedio de presión de pulso

Desviación estándar de la presión arterial (SDap): la presión de pulso es proporcional a la SDap y al volumen sistólico. Los aumentos y las reducciones de la desviación estándar también proporcionan información acerca de la amplitud de la presión. Cuando esta amplitud de la presión se correlaciona con la curtosis, compensa la *compliance* diferencial y la reflectividad de la onda que pueden variar entre distintas ubicaciones arteriales. Esto permite la monitorización del gasto cardíaco a partir de diferentes ubicaciones arteriales.

Compliance de los grandes vasos: los trabajos realizados por Langewouters demostraron una correlación directa entre la edad, el sexo y la PAM con respecto a la *compliance* aórtica. De estos estudios se derivó una ecuación mediante la cual podría estimarse la *compliance* de un paciente a partir de sus datos antropométricos. De acuerdo con Wuyts, Langewouters y colaboradores, la *compliance* arterial $C(P)$, como función de la presión, podría calcularse mediante la siguiente ecuación: ⁽⁵⁰⁾

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

L= Longitud estimada de la aorta

Amax = Área máxima de la sección transversal de la raíz aórtica

P= Presión arterial

P 0 = Presión a la que la *compliance* alcanza su valor máximo

P1 = Ancho de la curva de *compliance* a la mitad del cumplimiento máximo; ajustado a las medidas adicionales de peso y altura (ASC) y correlacionado con el tono vascular.⁽⁴⁰⁾

(45) (47) (46) (48) (49)

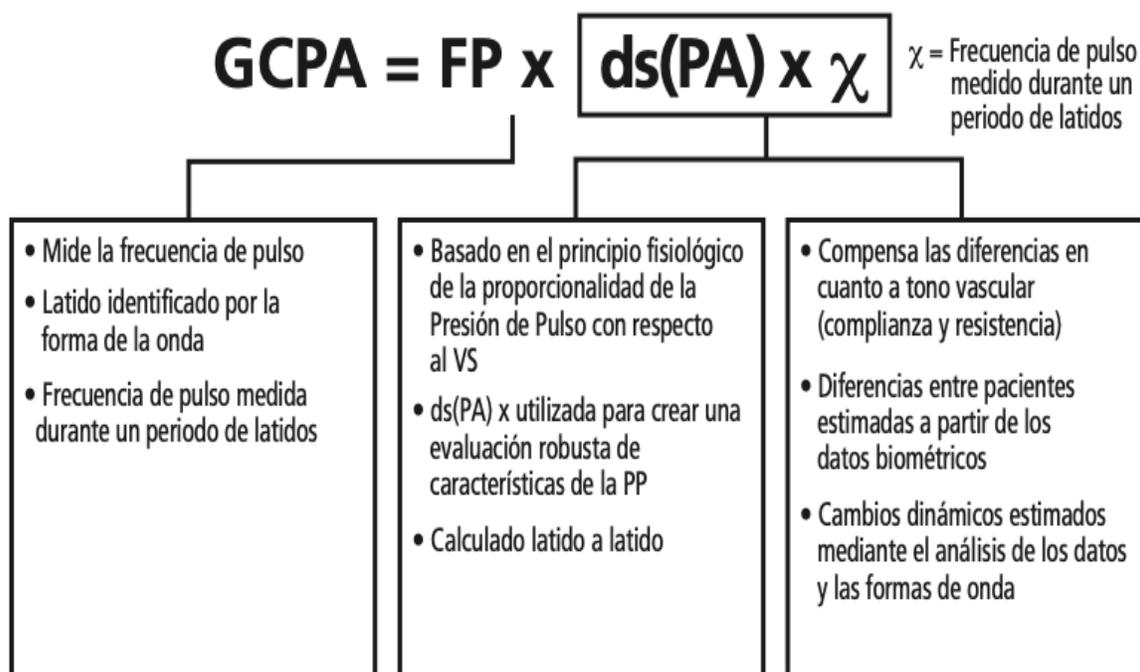


Figura 5. Resumen ecuación FloTrac[®] tomada de Edwards LifeSciences.

Complicaciones

Como todos los procedimientos invasivos, la canulación arterial conlleva riesgos potenciales que incluyen formación de hematoma local, isquemia de la extremidad distal, vasoespasmo, embolia retrógrada, pseudoaneurisma, formación de fístula arteriovenosa y lesión de las estructuras circundantes. La canulación femoral puede asociarse a hemorragia o hematoma, la canulación de la arteria braquial puede relacionarse con síndrome compartimental, además se ha descrito confusión de la línea arterial con una vía intravenosa ⁽¹⁶⁾

Limitaciones del FloTrac[®]

La principal debilidad es la desviación de los valores cuando hay un cambio importante en la distensibilidad vascular, como, por ejemplo, en el síndrome de fuga vascular con aumento del edema de la pared del vaso que conduce a una distensibilidad arterial disminuida. La insuficiencia aórtica puede disminuir la precisión. Las formas de onda de presión arterial sobreamortiguada o subamortiguada reducen la precisión. ⁽³⁵⁾ Otra limitante son las arritmias graves, el balón de contrapulsación intraaórtico y los dispositivos de asistencia ventricular. ^{(6) (15) (47)}

Después de los resultados contradictorios de los primeros estudios de validación, el algoritmo de gasto cardíaco se ha modificado repetidamente en los últimos 5 años. Esto ha dado como resultado una mejora del rendimiento principalmente en el entorno perioperatorio. Otras modificaciones de software abordaron el problema de la precisión limitada durante situaciones hiperdinámicas y los datos preliminares mostraron mediciones mejoradas del gasto cardíaco en estas condiciones específicas. Sin embargo, la precisión del dispositivo durante cambios hemodinámicos rápidos sigue siendo una preocupación importante. ⁽⁵¹⁾ No obstante, un estudio que utilizó el sistema FloTrac[®]/Vigileo[®] para la optimización hemodinámica intraoperatoria demostró recientemente una disminución de la tasa de complicaciones y una reducción de la duración de la estancia hospitalaria. ^{(6) (39)}

Además, deben tenerse en cuenta los factores técnicos asociados con el sistema de transducción acoplado a fluido. Específicamente, es importante verificar que el

transductor se haya puesto a cero de manera adecuada a la presión del aire ambiente en el eje flebostático. Es vital evaluar el trazo de presión para ver si la muesca dicrótica es visible y si hay evidencia de amortiguación. ⁽¹⁹⁾

2.4.2.1. Estudios similares y validación de FloTrac®

FloTrac® ha sido ampliamente estudiado en más de 70 estudios de validación hasta el momento. ⁽⁵²⁾⁽⁵³⁾ Estos estudios varían según los métodos estadísticos y las versiones del algoritmo utilizado. ⁽²⁹⁾

La evaluación de la capacidad de tendencia en lugar de la concordancia de los valores absolutos de los dispositivos se considera cada vez más en los estudios para evaluar la utilidad clínica. ^{(29) (30) (52) (53)}

En el metaanálisis realizado por Schlöglhofer, respecto a medidas de gasto cardíaco mínimamente invasivas por análisis de contorno de pulso, se analizaron los cinco sistemas más populares para el análisis del contorno del pulso arterial en comparación con la termodilución de la arteria pulmonar, el método de referencia establecido para medir el gasto cardíaco. Los cinco sistemas investigados son FloTrac/Vigileo®, PiCCO®, LiDCO/PulseCO®, PRAM/MostCare® y Modelflow® mostraron resultados aceptables. ⁽⁵⁴⁾

Schramm buscó determinar si existe un impacto en el sitio de colocación del catéter arterial y para investigar la precisión de este sistema en comparación con el CAP. El GC se determinó en paralelo mediante el uso de los sistemas FloTrac® / Vigileo en posición radial y femoral y por PAC como método de referencia. Se demostró que el sistema FloTrac / Vigileo® no produce exactamente los mismos datos de GC cuando se usa en arterias radiales y femorales, a pesar de que el porcentaje de error estuvo cerca del rango clínicamente aceptable. Se acercó más al PAC las mediciones obtenidas por medio de la arteria radial. ⁽⁵⁵⁾

Cannesson realizó una comparación de la precisión del sistema FloTrac® frente a la termodilución en bolo estándar del CAP en pacientes sometidos a *bypass* coronario. Se encontró un límite de acuerdo clínicamente aceptable entre el gasto cardíaco medido por FloTrac® comparado en PAC en este contexto. ⁽⁵⁶⁾

Hattori buscó determinar la precisión y capacidad de tendencia del FloTrac® / Vigileo de cuarta generación en pacientes con índice cardíaco bajo, mediante la comparación del índice cardíaco comparado con ecocardiografía tridimensional en pacientes sometidos a implantación de cables de terapia de resincronización cardíaca electiva durante la aplicación de fenilefrina y la terapia de resincronización cardíaca, utilizando el índice cardíaco derivado de la ecocardiografía tridimensional como método de referencia. Tuvo un amplio límite de concordancia con el medido por ecocardiografía tridimensional cuando el índice cardíaco (IC) era normal pero no fue aceptable con IC bajo. ⁽⁵⁷⁾

Diferentes estudios han demostrado una buena fiabilidad con el uso del FloTrac® en diversas situaciones clínicas comparado con la termodilución por CAP. ⁽⁵⁸⁾ Sin embargo, el porcentaje de error del FloTrac®/Vigileo® comparado con el CAP en pacientes obesos (IMC > 30kg/m²) fue ligeramente más alto que en pacientes con peso normal, debido a la alteración en la distensibilidad arterial que presentan estos pacientes. De igual modo, la exactitud en el resultado es menor en pacientes con RVS disminuidas. ⁽⁵⁹⁾ La precisión de este método se ha incrementado con versiones de software consecutivas, y con el último algoritmo actualizado se ha demostrado una aceptable correlación con la termodilución intermitente y la termodilución continua en pacientes postoperados de cirugía cardíaca. ⁽⁴⁸⁾

La determinación de la VVS mediante FloTrac® demostró exactitud similar a la obtenida con el PiCCO®. ⁽⁶⁰⁾ FloTrac Vigileo® mostró una precisión aceptable cuando se probó en pacientes de cirugía cardíaca. ^{(29) (30)}

Con respecto a los pacientes de cirugía cardíaca, el rendimiento de FloTrac® / Vigileo, PiCCOplus y Vigilance CCO en la medición de GC fue comparable cuando se probó contra la termodilución intermitente. ⁽⁶¹⁾ En comparación con el CAP, FloTrac® / Vigileo demostró ser un método fiable para la evaluación del GC durante la cirugía de CABG y cirugía cardíaca electiva. Estudios han enfatizado que el sistema no es preciso en pacientes quirúrgicos cardíacos con bajo GC, especialmente cuando IC <2,2 l/min/m², y en aquellos con fracción de eyección <40%. ⁽⁶²⁾

Un estudio de terapia dirigida por objetivos en pacientes cardíacos postoperados demostró una disminución del tiempo de ventilación y una disminución de la estancia en

la UCI y en el hospital en el grupo de FloTrac® en comparación con el grupo de control, pero sin cambios en la mortalidad. ⁽¹⁵⁾

2.5. Monitoreo Doppler y ecocardiografía

La monitorización del gasto cardíaco con Doppler transesofágico es un método de monitorización mínimamente invasivo. Puede considerarse como un cambio de paradigma en la monitorización hemodinámica. Ha surgido como una tecnología prometedora que está comúnmente disponible y es menos costosa. Combina mediciones ecográficas y Doppler pulsado, y proporciona una evaluación continua en tiempo real de la función cardíaca al lado de la cama del paciente. Proporciona una evaluación inmediata y completa basada en el flujo del ventrículo izquierdo y los componentes fundamentales del gasto, como lo son el volumen sistólico, el ritmo cardíaco, la precarga, la contractilidad y la poscarga. ^{(16) (39)}

La ecocardiografía se utiliza con frecuencia en pacientes críticamente enfermos. En cuidados intensivos y en el entorno perioperatorio, cada vez se aboga más por la estimación del estado de volumen y la contractilidad derivada de la ecocardiografía. Esta facilita no solo imágenes estructurales del corazón y grandes vasos, sino también información funcional, derivada fundamentalmente de mediciones de las dimensiones de las cavidades en distintos momentos del ciclo cardíaco. Además, permite una valoración tanto de la función sistólica como diastólica. ⁽³⁸⁾ Permite una valoración integral en los pacientes hemodinámicamente inestables en los cuales se presentan modificaciones agudas debido a infusión de catecolaminas, el soporte ventilatorio mecánico y la hipoperfusión. ⁽³⁸⁾

La información obtenida se interpreta de inmediato integrada a la valoración global del paciente. La principal indicación de la ecocardiografía en la UCI es el estudio de la función cardiocirculatoria en estado de *shock*, ya que permite obtener información sobre la causa subyacente; y puede ser de gran ayuda como guía para el seguimiento del tratamiento proporcionado. ⁽²⁷⁾ Además permite la medición precisa de varias variables hemodinámicas de una forma mínimamente invasiva. ⁽²⁶⁾

No solo es un instrumento diagnóstico sino también una herramienta de monitorización hemodinámica para evaluar la respuesta de fluidos, la contractilidad miocárdica, las presiones intracavitarias, la interacción corazón-pulmón y la

interdependencia biventricular. ⁽²⁶⁾ Las guías recomiendan el uso de ecocardiografía en situación de hipotensión o inestabilidad hemodinámica. ⁽⁶³⁾ Por otro lado, las guías sobre falla cardíaca aguda y crónica recomiendan el ETE para la evaluación cardíaca estructural y funcional para establecer el diagnóstico. Las evaluaciones ecocardiográficas discontinuas pero repetidas contribuyen a una evaluación hemodinámica adicional y a guiar el tratamiento, así como para obtener información pronóstica. ⁽²⁷⁾

Varios estudios han demostrado que la información obtenida por ecocardiografía conduce a cambios en el manejo terapéutico y diagnóstico en 30-60% de los casos. ⁽⁶³⁾⁽⁶⁴⁾ La mayoría de los pacientes críticos pueden ser estudiados adecuadamente por ETE, especialmente en situaciones donde hay dificultad para adquirir imágenes óptimas o amerita valoración precisa y acuciosa. El ETE debe ser considerado como la técnica de elección en casos de disección aórtica, endocarditis, trombos intracavitarios, estudio de aorta torácica y valoración de prótesis valvulares. ⁽²⁷⁾ Se puede utilizar en el paciente críticamente enfermo, ventilado con presión positiva, en decúbito supino, pacientes con trauma torácico, neumotórax, pacientes obesos mórbidos, *pectum excavatum*, enfisema subcutáneo o en aquellos con ventana transtorácica inadecuada. ⁽¹⁹⁾

La ecocardiografía transesofágica es una importante herramienta de diagnóstico cardiovascular en la medicina perioperatoria y de cuidados intensivos. Utiliza el ultrasonido para proporcionar imágenes en tiempo real de las estructuras cardíacas y el flujo sanguíneo. Puede ayudar a definir anomalías fisiopatológicas en pacientes como anomalías en el movimiento de la pared, derrames pericárdicos, hipertensión pulmonar, puede descartar anomalías estructurales como la enfermedad valvular y la obstrucción del tracto de salida del ventrículo izquierdo que no pueden ser detectadas por ningún otro sistema de monitorización hemodinámica.

Las pautas publicadas por la ASE/SCA establecen que el ETE debe usarse en pacientes de cuidados intensivos con hipotensión o hipoxia persistente cuando la información diagnóstica que se espera que altere el manejo no puede obtenerse mediante ecocardiografía transtorácica (ETT) u otras modalidades de manera oportuna.

Existen múltiples estudios que han demostrado la utilidad del Doppler esofágico para la optimización perioperatoria de la volemia en el paciente quirúrgico de alto riesgo, además de una clara mejoría en el pronóstico de estos pacientes en función de menos estancia hospitalaria y complicaciones postoperatorias. La ecocardiografía y el Doppler esofágico se pueden considerar de elección siempre que la habilidad de los operadores esté garantizada durante la evolución de los pacientes, y en aquellos casos en los que exista una contraindicación para la implantación de un catéter intracardíaco. ⁽¹⁰⁾

La ecocardiografía no solo se utiliza para evaluar la anatomía cardíaca, sino que también puede proporcionar información hemodinámica objetiva sobre áreas valvulares, gradientes de presión, volúmenes intracardíacos, función ventricular sistólica y diastólica, colapsabilidad de la vena cava y gasto cardíaco. ⁽⁶⁶⁾ La obliteración sistólica del ventrículo izquierdo puede sugerir la administración de líquidos, mientras que un miocardio poco contráctil puede indicar que una infusión de dobutamina es una mejor opción. La dilatación del ventrículo derecho puede orientar hacia el diagnóstico de embolia pulmonar masiva o infarto de miocardio, mientras que la presencia de líquido pericárdico puede sugerir un diagnóstico de taponamiento pericárdico. ⁽³⁵⁾

En el entorno quirúrgico, el ETE se justifica en pacientes hemodinámicamente inestables. Además, en cirugía cardíaca y procedimientos complejos no cardíacos, como la cirugía hepática y el trasplante de hígado, en los cuales su uso puede aportar información importante sobre el manejo hemodinámico. ⁽¹⁹⁾

La ecocardiografía ofrece una serie precisa no invasiva e instantánea de mediciones hemodinámicas en manos de un operador experto y probablemente representa, cuando está disponible, la mejor modalidad de monitorización cardíaca para evaluar la insuficiencia circulatoria y guiar la reanimación. Además, una evaluación repetitiva permite orientar la tendencia. ⁽¹⁹⁾

2.5.1. Principios físicos

Consiste en medir las velocidades instantáneas del tracto de salida del ventrículo izquierdo (TSVI) o la aorta mediante ecografía Doppler. El VS se calcula multiplicando la suma de las velocidades en un latido conocido como integral de velocidad tiempo (VTI) por el área de sección transversal (CSA):

$$VS = VTI \times CSA$$

Luego, el GC se obtiene multiplicando el VS por la frecuencia cardíaca. La precisión se basa en la alineación adecuada del haz de ultrasonido con el flujo sanguíneo y la medición precisa del diámetro del TSVI. Esta segunda es de fundamental importancia dado que el error se eleva al cuadrado. ⁽²¹⁾

El gasto cardíaco se mide, por convención, en el tracto de salida del ventrículo izquierdo (TSVI) mediante onda pulsada (PW). ⁽⁶⁷⁾

El TSVI en la población general oscila entre 18 y 22 mm ⁽⁶⁸⁾ y está relacionado con la superficie corporal. Se puede estimar además mediante la siguiente fórmula:

$$\text{TSVI} = 5,7 \times \text{ASC} + 12,1$$

El VTI normal varía entre 20-25 cm ⁽⁶⁸⁾. Esto implica que un VTI > 20 cm se refiere a un GC normal, sin necesidad de realizar más cálculos.

$$\text{GC (cm}^3 / \text{min)} = \text{VS} \times \text{FC} = \text{FC (lpm)} \times \text{CSA (cm}^2) \times \text{VTI (cm)}$$

Dado que el TSVI es un cilindro, sustituimos el CSA por la fórmula

$$\text{CAS} = \pi \times r^2$$

De modo que la fórmula resultante es:

$$\text{GC} = \text{VS} \times \text{FC} = \pi \times r^2 (\text{cm}^2) \times \text{VTI (cm)} \times \text{FC (lpm)}$$

$$\text{GC} = \pi \times r^2 (\text{cm}^2) \times \text{VTI (cm)} \times \text{FC (lpm)}$$

Algunos autores simplifican la fórmula de CSA de la siguiente manera

$$\text{CSA} = 3,14 \times (D / 2)^2 = 0,785 \times D^2$$

Por lo que la fórmula resultante sería

$$\text{GC} = 0,785 \times D^2 (\text{cm}^2) \times \text{VTI (cm)} \times \text{FC (lpm)}$$

2.5.2. Principios de Doppler

La aplicación de ultrasonido en el rango de 2-10 MHz y su capacidad de reflexión sobre los tejidos en movimiento constituye la base de todos los monitores que utilizan el efecto Doppler para medir el GC. La ley de Doppler expresa la relación matemática

existente entre el cambio aparente que se produce en la frecuencia de una onda acústica cuando el emisor y el receptor se encuentran en movimiento relativo. La formulación matemática es la siguiente:

$$f = \frac{2v f_0 \cos \theta}{c}$$

Donde f es la frecuencia de desplazamiento Doppler (cambio de frecuencia detectado), v es la velocidad relativa entre emisor y receptor (la velocidad de los glóbulos rojos), f_0 la frecuencia original del haz de ultrasonidos transmitido, $\cos \theta$ es el ángulo de incidencia entre emisor y receptor (ángulo entre el haz de ultrasonidos y el vector del flujo de glóbulos rojos) y c es la velocidad del ultrasonido en la sangre (la velocidad del sonido en los tejidos humanos blandos se toma como media 1.540 m/s).

Si la fuente se mueve hacia el observador, la frecuencia observada aumenta (y por lo tanto, la longitud de onda disminuye). Si la fuente se aleja del observador, ocurre lo contrario. El observador y la fuente deben ser paralelos entre sí. A medida que el ángulo entre ellos se vuelve perpendicular, el desplazamiento Doppler cae, hasta que a 90° no hay desplazamiento. Un ángulo $> 20^\circ$ produce un error inaceptable en las mediciones de velocidad Doppler.

En la aplicación del efecto Doppler a la medición del GC se envía un haz de ultrasonidos de f_0 conocido a nivel cardiovascular en el tracto de salida del ventrículo izquierdo en el cual parte de los rayos chocarán contra los eritrocitos en movimiento y volverán a ser detectados a una frecuencia distinta con la que fueron enviados, con lo que se podrá calcular f . Si tenemos en cuenta que además conocemos el valor de c y el valor de $\cos \theta$ es un valor fijo en algunos dispositivos, la v es la velocidad de los eritrocitos en movimiento y en consecuencia, la velocidad del flujo sanguíneo, cuyo análisis mediante integración (cálculo del área bajo la curva) a lo largo de todo un ciclo cardíaco, es lo que se conoce como integral velocidad tiempo (VTI).

Existen dos modos distintos de aplicar el efecto Doppler al estudio de la velocidad del flujo sanguíneo que nos proporcionarán informaciones distintas. Tanto si se usa el

Doppler continuo como el pulsado, el análisis matemático mediante la integración a lo largo del tiempo del espectro de velocidad máxima nos da como resultado una distancia (cm) que se conoce como distancia de latido (DL), que se puede interpretar como la longitud de una columna de sangre que pasa por un punto determinado durante un ciclo cardíaco. Posteriormente, asumiendo que el punto donde calculamos el espectro de velocidad posee unas características geométricas determinadas, que habitualmente se asume como circular en el sistema cardiovascular (aorta, TSVI) podremos calcular el área de su sección transversal (CSA), bien mediante su medición directa (asumiendo geometría circular $AS=\pi \times r^2$) o mediante su estimación según bases de datos poblacionales. ^{(20) (66)}

La medición del VTI que ha demostrado mayor reproducibilidad es la medición en la vista transgástrica profunda eje largo, con un ángulo de alineación de la aorta no mayor a 20 grados. ^{(69) (70) (71) (72) (73) (74)}

Las medidas del TSVI se toman en la vista medioesofágica eje largo, a 120 grados, a 5mm del borde inferior de las cúspides aórticas de interno a borde interno. ^{(69) (70) (71) (72) (73) (74)}

Para medir el TSVI la imagen debe optimizarse y realizar *zoom* (acercamiento) para mostrar el eje central del TSVI con visualización de los puntos de inserción de las cúspides que forman el anillo virtual de la válvula aórtica. El diámetro del anillo aórtico se mide de borde interior a borde interior de los puntos de inserción de la valva coronariana derecha y no coronariana en la apertura máxima de la válvula cerca de la sístole media (midsístole). Para el diámetro del TSVI se utiliza una metodología similar de borde interno a borde interno. La medición debe realizarse aproximadamente de 3 a 10 mm desde el plano de la válvula aórtica en la sístole media. Las interfaces de diámetro son el tabique ventricular y la valva anterior de la válvula mitral. ^{(69) (70) (71) (72) (73) (74)}

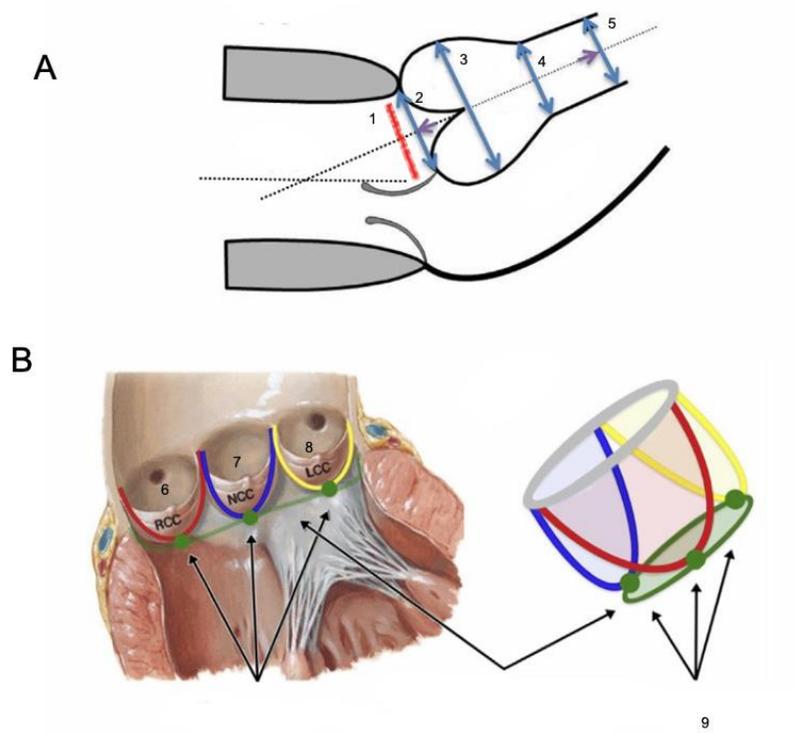


Figura 6. Anatomía valvular aórtica adaptada de guías de cuantificación de cámaras ASE/ESC ⁽⁷⁰⁾

A. Sitios para mediciones del aparato valvar de proximal a distal.

1. TSVI
2. Anillo de la válvula aórtica
3. Senos de Valsalva
4. Unión sinotubular
5. Aorta ascendente proximal
6. RCC Valva coronariana derecha
7. NCC Valva no coronariana
8. LCC Valva coronariana izquierda
9. Puntos de anclaje anatómico

Las líneas discontinuas, que representan el eje longitudinal del ventrículo izquierdo, el de la raíz aórtica y la aorta ascendente proximal, son diferentes.

B. Anatomía normal del anillo aórtico.

El anillo aórtico representa la parte más estrecha de la raíz aórtica y se define como un anillo virtual con tres puntos de anclaje anatómico en el nadir de cada una de las inserciones de las tres valvas aórticas.

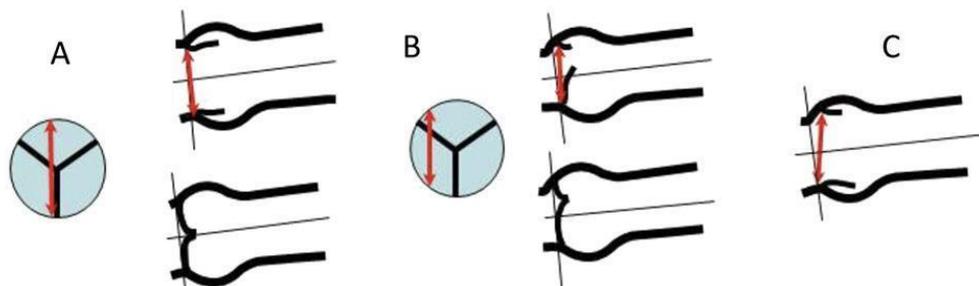


Figura 7. *Medición correcta e incorrecta del TSVI y diámetro válvula aórtica adaptada de guías de cuantificación de cámaras ASE/ESC⁽⁷⁰⁾*

A. Mediciones correctas

Diámetro de posición central y cierre central de las valvas. Las líneas finas corresponden al eje mayor de la aorta ascendente y, ortogonalmente, a la orientación correcta del diámetro anular.

B. Medición anular excéntrica incorrecta.

Los puntos de articulación están levemente desplazados hacia arriba y no corresponden al nadir de las inserciones de las cúspides, con apertura y cierre incompletos de las valvas.

C. Medición anular oblicua incorrecta.

El anillo es virtual y solo está definido por los puntos de articulación de las tres valvas de la válvula aórtica. Como tal, gran parte del anillo no tiene una estructura anatómica visible. Sin embargo, su ubicación en cualquier vista bidimensional de eje largo se puede aproximar ya que el plano del anillo virtual es aproximadamente perpendicular al eje largo de la aorta. Al bisecar la dimensión máxima del anillo en el plano sagital, se obtendrán imágenes de la cúspide coronaria derecha en la parte anterior y del triángulo fibroso entre las cúspides izquierda y no coronaria en la parte posterior. Debido a que solo se ve un marcador anatómico (el punto de articulación de la valva coronaria derecha), el anillo opuesto debe aproximarse con una medida que sea perpendicular al eje largo de la aorta e intentar medir los 2 puntos de articulación.⁽⁷⁰⁾

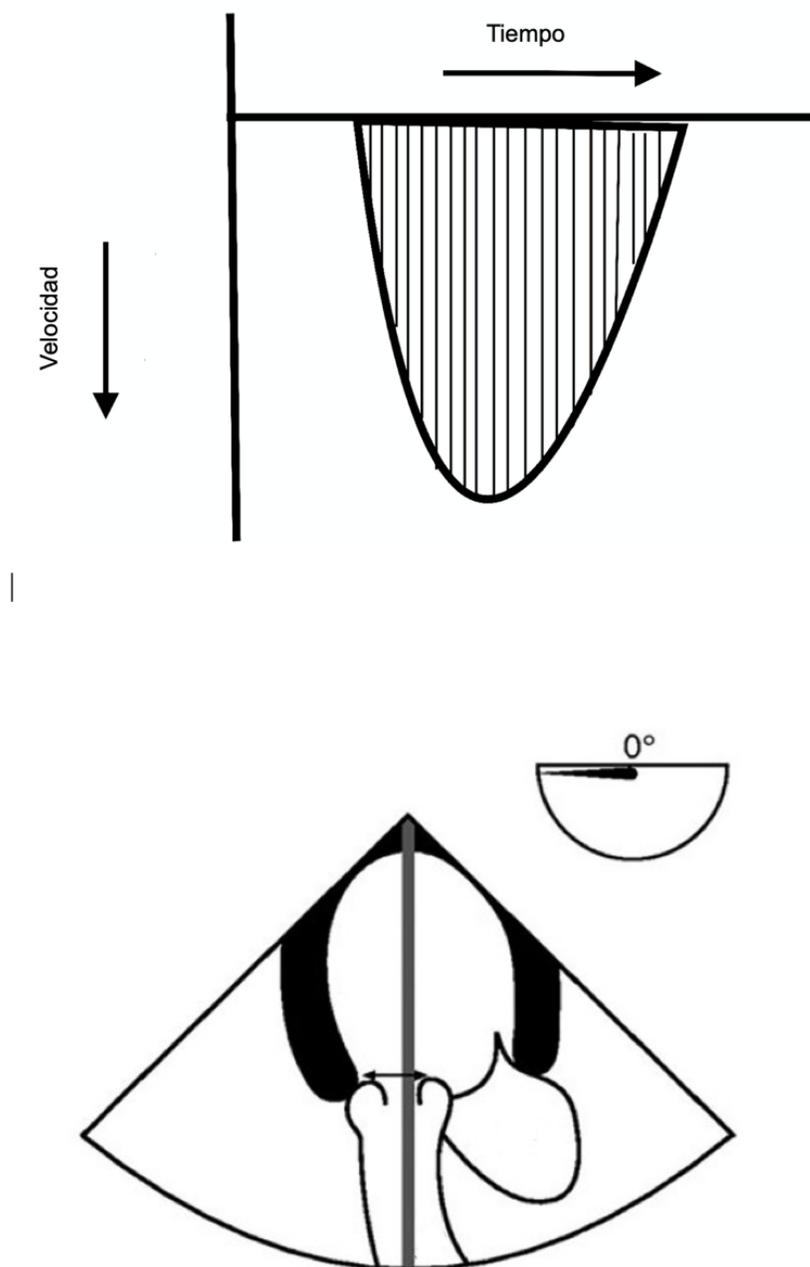
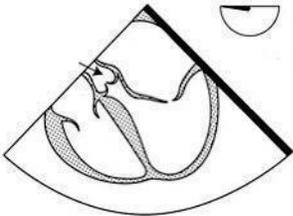


Figura 8. Alineación correcta VTI por ETE

2.5.3. ETE

2.5.3.1 Vistas estándar de la Sociedad Americana de Ecocardiografía

Vista	Descripción
<p data-bbox="212 478 664 516">Medio esofágico cinco cámaras</p> 	<p data-bbox="680 478 1432 1062">Después de pasar inicialmente la sonda por el esófago, se hace avanzar lentamente hasta que TSVD y VA se vean a una profundidad aproximada de 30 cm. Una ligera manipulación del ángulo del transductor de 10 grados permitirá la optimización de la imagen del TSVI y AV . Se puede aplicar Doppler color para identificar insuficiencia aórtica, mitral y tricuspídea. Debido a que esta vista puede no visualizar el ápex real de los ventrículos, la evaluación de la función sistólica ventricular global y regional puede ser limitada.</p>

Medio esofágico cuatro cámaras



Desde la vista de cinco cámaras ME, la sonda se hace avanzar lentamente hasta una profundidad de unos 30 a 35 cm, hasta que se ve claramente la VM. A continuación, se ajusta la profundidad de la imagen para garantizar la visualización del ápex del VI.

Puede ser necesario girar el ángulo de 10° a 20° para eliminar el TSVI y la VA y maximizar la dimensión anular tricuspídea. Para alinear mejor el vértice de la VM y VI puede ser necesaria una ligera retroflexión de la sonda. Las estructuras observadas incluyen AI, AD, TIA, VI, VD, TIV, VM y VT.

Girar la sonda hacia la izquierda permite obtener imágenes principalmente de las estructuras izquierdas. Girar la sonda hacia la derecha permite obtener imágenes de estructuras derechas. La información de diagnóstico obtenida de esta vista incluye la función de VM, TV y la evaluación de la función regional del VI (paredes inferoseptal y anterolateral) y del VD (pared lateral). Se aplica Doppler color para identificar la insuficiencia mitral y tricuspídea.

Medio esofágico mitral comisural



Se obtiene desde la vista de cuatro cámaras ME, al girar el ángulo entre 50° y 70°. Las valvas de la MV en la pantalla de imagen de izquierda a derecha se observan P₃-A₂-P₁. La información diagnóstica obtenida de esta vista incluye la función del VI regional (paredes anterior, anterolateral, inferior, inferolateral) y función de la MV. Se aplica Doppler color para identificar chorros de insuficiencia mitral.

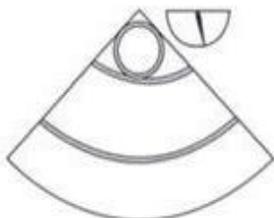
<p>Medio esofágico dos cámaras</p> 	<p>Desde la vista mitral comisural ME, se gira el ángulo entre 80° y 100°. Las estructuras observadas incluyen el AI, la auricular izquierda, el VI y el VM (P₃-A₃A₂A₁). La información diagnóstica obtenida de esta vista incluye la función regional del VI (paredes anterior e inferior) y la función MV. Se aplica Doppler color sobre la VM para identificar patología valvular.</p>
<p>Medio esofágico eje largo</p> 	<p>Desde la vista ME dos cámaras, se gira el ángulo de 120° a 140°. Las estructuras observadas incluyen AI, VI, TSVI, AV, aorta ascendente, seno coronario y MV (P₂-A₂). Se observa la función del regional del VI (paredes del tabique inferolateral y anterior) y función de VM y VA. También se pueden obtener imágenes del tabique interventricular membranoso, así como de la pared del VD. Se aplica Doppler color para identificar insuficiencia aórtica.</p>

Medio esofágico válvula aórtica
eje largo

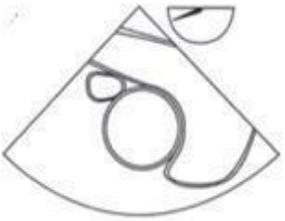
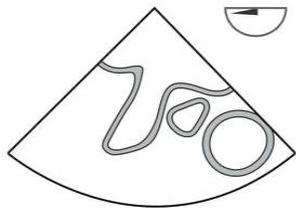


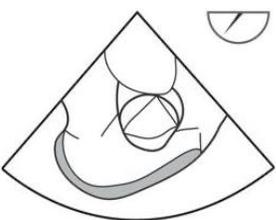
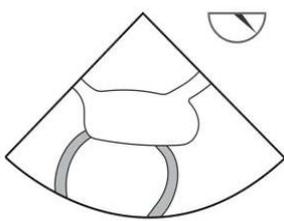
Desde la vista ME eje largo, se retira ligeramente la sonda mientras se mantiene un ángulo de 120° a 140° . Es posible que sea necesario realizar un ajuste fino girando la sonda hacia la derecha. La reducción de la profundidad de campo permite obtener imágenes centradas en el TSVD, VI, VA y aorta proximal, incluidos los senos de Valsalva, la unión sinotubular y una cantidad variable de la aorta ascendente. Esta vista es útil para evaluar la función de la VA y obtener las dimensiones del TSVI. La cúspide VA anterior es la cúspide coronariana derecha; no es infrecuente que se obtengan imágenes del ostium coronario derecho desde esta vista. La cúspide posterior es la cúspide no coronaria o la cúspide coronaria izquierda, según ventana; sin embargo, cuando está perfectamente centrado en la aorta, el plano de la imagen puede estar en la comisura entre estas dos cúspides.

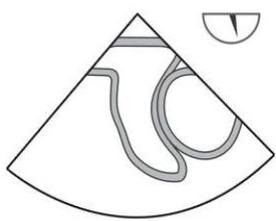
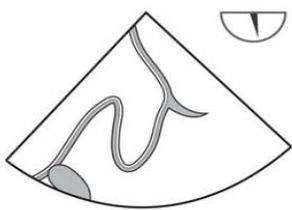
Medio esofágico aorta
ascendente eje largo

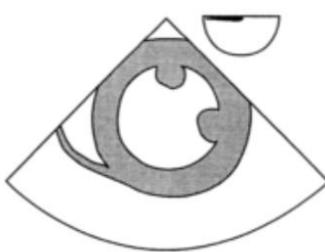
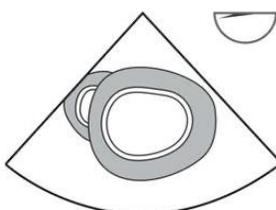
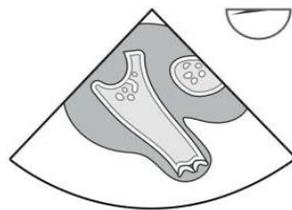


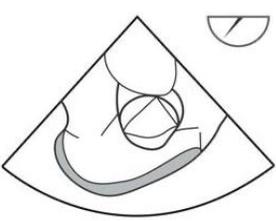
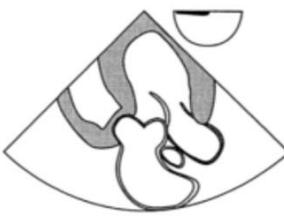
Desde la vista ME de la VA eje largo, se retira la sonda, típicamente con rotación hacia atrás de aproximadamente 90° a 110° . Esta vista permite la evaluación de la aorta ascendente proximal. La arteria pulmonar derecha se encuentra posterior a la aorta ascendente en esta vista.

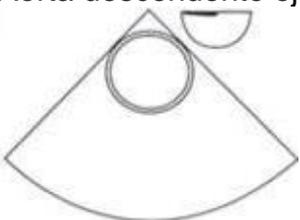
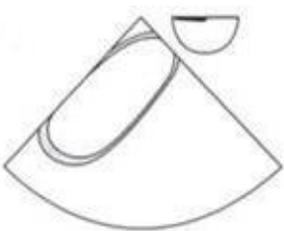
<p>Medio esofágico aorta ascendente eje corto</p> 	<p>Desde la proyección ME AV y la aorta ascendente, se rota el transductor hacia atrás hasta 0° a 30°. Además de la aorta ascendente en eje corto y la vena cava superior en eje corto se pueden ver la AP principal y la AP lobar derecha. Desde esta orientación neutral de la sonda, girar la sonda hacia la izquierda permite obtener imágenes de la bifurcación de AP. Girar la sonda hacia la derecha desde la posición neutra permite obtener imágenes de una mayor extensión de la AP lobular derecha.</p>
<p>Medio esofágico vena pulmonar derecha</p> 	<p>Se obtiene desde la vista de ME de la aorta ascendente eje corto y normalmente a 0°, al hacer avanzar la sonda y girar hacia la derecha. El flujo de entrada de la vena pulmonar inferior suele ser perpendicular al haz de insonación, pero el flujo de entrada de la vena pulmonar superior suele ser paralelo al haz y se puede realizar el Doppler desde esta proyección. Además de las venas pulmonares derechas, también se toman imágenes de la vena cava superior eje corto y la aorta ascendente eje corto.</p>
<p>Medio esofágico válvula aórtica eje corto</p> 	<p>Desde la vista de la vena pulmonar derecha ME, se reposiciona la sonda girando hacia la izquierda para centrar la aorta en la pantalla, se avanza y se gira el ángulo del transductor entre 25° y 45°. Puede ser necesaria una ligera anteflexión. En la porción superior del TIA se puede encontrar un foramen oval permeable.</p>

<p>Medio esofágico tracto de entrada y salida del ventrículo derecho</p> 	<p>Desde la vista ME VA eje corto, se realiza un ligero avance de la sonda y la rotación del ángulo de 50° a 70° hasta que aparezcan TSVD y la VP. Se puede observar AI, AD, TIA, VT, VD, TSVD, PV y AP. Se puede evaluar el tamaño y la función del VD, la morfología y la función de la VT y VP. Se debe realizar Doppler color y Doppler espectral de ambas válvulas.</p>
<p>Medio esofágico bicaval modificado VT</p> 	<p>Desde la vista de flujo de entrada y salida del VD ME, manteniendo un ángulo entre 50° a 70°, la sonda se gira hacia la derecha hasta centrar la VT. Se visualiza la AI, AD, el TIA, VCI y la TV. Ocasionalmente, se verá la orejuela derecha así como la VCS. Debido a que la valva septal de la VT es corta, muchos chorros de regurgitación tricúspide son excéntricos y se dirigen hacia la región interatrial.</p>
<p>Medio esofágico bicaval</p> 	<p>Desde la vista de bicaval modificada ME TV, el ángulo se gira hacia adelante de 90° a 110°, y la sonda se gira hacia la derecha. En esta vista se observa AI, AD, VCI, VCS, TIA y orejuela derecha. Debe observarse el movimiento del tabique interatrial, para descartar aneurismas del TIA y CIA.</p>

<p>Medio esofágico vena pulmonar derecha e izquierda</p> 	<p>Desde la vista bicava ME, con un ángulo de 90° a 110°, al girar la sonda más hacia la derecha se obtendrán imágenes de las venas pulmonares derechas en la parte superior de la pantalla. Al girar la sonda hacia la izquierda se observa la vena pulmonar izquierda al lado derecho de la pantalla.</p>
<p>Medio esofágico orejuela izquierda</p> 	<p>Desde la vista de la vena pulmonar izquierda ME con un ángulo de 90° a 110°, al girar la sonda hacia la derecha avance y / o anteflexión se abrirá la orejuela izquierda. A menudo, también se obtienen imágenes de la vena pulmonar superior izquierda. Dada la anatomía compleja y altamente variable orejuela izquierda, una evaluación completa de la morfología generalmente requiere la obtención de imágenes en múltiples vistas. Se debe realizar una rotación hacia atrás de 90° a 0°. El Doppler color y el Doppler pulsado pueden ser útiles para evaluar la velocidad del flujo.</p>
<p>Transgástrico basal eje corto</p> 	<p>Desde las proyecciones ME y en un ángulo de 0° a 20°, la sonda se alinea, se avanza hacia el estómago y se anteflexiona. Esta vista muestra la vista típica de eje corto de la VM con apariencia de boca de pescado con la valva anterior a la izquierda de la pantalla y la valva posterior a la derecha. La comisura medial está en el campo cercano, con la comisura lateral en el campo lejano. Se realiza evaluación de la MV morfológica y funcional, así como el tamaño y la función del VI.</p>

<p>Transgástrico eje corto mediopapilar</p> 	<p>Mientras se mantiene el contacto con la pared gástrica, la sonda en anteflexión para la proyección TG basal eje corto, se puede relajar a una posición más neutra, o la sonda se puede avanzar más hacia el estómago. El posicionamiento adecuado puede requerir múltiples manipulaciones de la sonda utilizando diferentes profundidades de sonda y grados de anteflexión. El ángulo normalmente permanece entre 0° y 20°. Es útil para evaluar el tamaño y el estado del volumen del VI, la función global y regional.</p>
<p>Transgástrico apical eje corto</p> 	<p>Desde la vista TG medio papilar eje corto de 0° a 20°, la sonda se avanza manteniendo contacto con la pared gástrica. El vértice del VD se obtiene desde esta vista girando hacia la derecha. Esta vista permite la evaluación de los segmentos apicales de los ventrículos izquierdo y derecho.</p>
<p>Transgástrico basal ventrículo derecho</p> 	<p>Volviendo a la vista TG basal eje corto, en anteflexión, en un ángulo de 0° a 20°, girando la sonda hacia la derecha del paciente. La imagen de la VT se muestra en la vista eje corto, mientras que el TSVD se muestra en la vista eje largo.</p>

<p>Transgástrico flujo de entrada y salida del ventrículo derecho</p> 	<p>Desde la vista del VD basal de TG, a un ángulo de 0° a 20°, se gira hacia la derecha. En esta vista, típicamente se obtienen imágenes de las valvas anterior y posterior de la VT, así como de las cúspides izquierda y derecha de la VP. Puede ser necesario hacer avanzar la sonda para alinear el flujo del TSVD con el haz de insonación.</p>
<p>Transgástrico profundo cinco cámaras</p> 	<p>Desde la vista de flujo de entrada y salida de TG del ventrículo derecho con un ángulo entre 0° a 20°, se avanza la sonda hasta el nivel de TG profundo, con anteflexión y a menudo con flexión izquierda. Debido a la alineación del haz Doppler paralelo al TSVI y AV se realiza en esta vista el Doppler pulsado para la medición del VTI.</p>
<p>Transgástrico dos cámaras</p> 	<p>La sonda se devuelve a la vista TG mediopapilar eje corto, y el ángulo se gira de 90° a 110°. Se obtienen imágenes de las paredes anterior e inferior del ventrículo izquierdo, además de los músculos papilares, las cuerdas y la VM.</p>
<p>Transgástrico flujo de entrada de ventrículo derecho</p> 	<p>Desde la vista TG dos cámaras con un ángulo de 90° a 110°, se gira hacia la derecha. Se obtienen imágenes de las paredes anterior e inferior del ventrículo derecho, además de los músculos papilares, las cuerdas y la TV. El TSVD también se ve con frecuencia y un ligero avance de la sonda permite la obtención de imágenes Doppler de la VP.</p>

<p>Transgástrico eje largo</p> 	<p>Desde la vista de flujo de entrada de TG VD, girando hacia la izquierda, luego girando el ángulo de 120° a 140°. A veces, es necesario girar la sonda ligeramente hacia la derecha para ver el TSVI y la VA. Se obtienen imágenes de porciones de la pared inferolateral y del tabique anterior, TSVI, AV y aorta proximal. Con la alineación del haz Doppler paralelo TSVI, AV y la raíz aórtica proximal, es posible la interrogación con Doppler espectral y color del TSVI y AV. Sin embargo, en la mayoría de las ocasiones amerita corrección de ángulo virtual con el ultrasonido.</p>
<p>Aorta descendente eje corto</p> 	<p>Se obtiene en un ángulo 0° a 10°.</p>
<p>Aorta descendente eje largo</p> 	<p>Se obtiene en un ángulo de aproximadamente 90° a 100°. La profundidad de la imagen debe reducirse para aumentar el tamaño de la aorta y el enfoque debe estar en el campo cercano.</p>

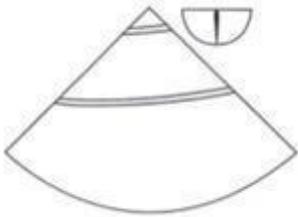
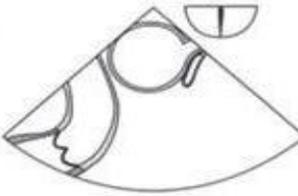
<p>Esofágico superior arco aórtico eje largo</p> 	<p>Mientras se evalúa la proyección del eje corto de la aorta descendente con un ángulo de 0° a 10°, se retira la sonda. La aorta eventualmente se alargará y se podrán obtener imágenes de la arteria subclavia izquierda, lo que indica el comienzo del arco aórtico distal. En esta ubicación, la aorta se coloca anterior al esófago y, por lo tanto, la vista se obtiene mejor girando la sonda hacia la derecha.</p>
<p>Esofágico superior arco aórtico eje corto</p> 	<p>Desde la vista eje largo del arco aórtico en esófago superior, el ángulo se gira hacia 70° a 90°. La AP y VP se pueden ver con frecuencia en el campo lejano, pero pueden requerir un ajuste de la profundidad de la imagen y la frecuencia de la sonda.</p>

Tabla 1. *Vistas estándar ETE ASE 2013 con imágenes adaptadas de guías ASE 2010*
(65) (74)

2.5.3.2. Desventajas

Se quiere la presencia de un equipo y un operador capacitado para ser de utilidad significativa en la evaluación de la respuesta a la terapia. Requiere una formación adecuada para garantizar la calidad y fiabilidad de las mediciones. ⁽²⁷⁾ También existe un elemento de variabilidad interobservador según el nivel de habilidad del operador. Por otro lado, esto no solo requiere un conjunto de habilidades adicionales, sino que también requiere la inserción de una sonda en el esófago con los riesgos concomitantes de lesión o ruptura del esófago, hemorragia orofaríngea, disfagia postoperatoria, desplazamiento del tubo endotraqueal o lesión dental. Además, las sondas transesofágicas no pueden dejarse durante largos períodos de tiempo y no son continuas. ⁽³⁵⁾ ⁽¹⁹⁾ Por otra parte, su uso está relativamente contraindicado en patologías esofágicas y anomalías graves de la coagulación. ⁽¹⁸⁾

2.5.3.3. Contraindicaciones

Absolutas ⁽⁷⁴⁾

Víscera perforada

Estenosis esofágica

Tumor de esófago

Perforación esofágica, laceración

Divertículo esofágico

Hemorragia digestiva alta activa

Relativas ⁽⁷⁴⁾

Historia de radiación al cuello y mediastino

Historia de cirugía GI

Hemorragia digestiva alta reciente

Esófago de Barrett

Historia de disfagia

Restricción de la movilidad del cuello

Hernia hiatal sintomática

Varices esofágicas

Coagulopatía, trombocitopenia

Esofagitis activa

Enfermedad de úlcera péptica activa

2.5.3.4. Estudios similares

En manos experimentadas, la correlación entre ecocardiografía y termodilución para medir el gasto cardíaco es generalmente aceptable. Existen diferentes opiniones sobre si se puede intercambiar con medios invasivos tradicionales. ⁽³⁷⁾

En pacientes estables, se ha demostrado que la estimación de GC mediante ETE es precisa en comparación con la técnica de termodilución estándar que utiliza un PAC. ⁽²²⁾

Jaimes, en un estudio realizado por intensivistas, comparó el GC medido por PAC versus ETT y encontró fuerte correlación entre ambos. ⁽⁷⁵⁾

Møller-Sørensen, en un estudio de medición de GC y su cambio posterior al uso de fenilefrina, encontró un porcentaje de error de 38% en el ETE comparado con PAC. ^{(76) (77)}

En la monitorización de GC medido por ETE versus PAC en pacientes con VMA con diferentes valores de PEEP, se encontraron datos equiparables excepto en los pacientes con insuficiencia tricuspídea grave o moderada en los cuales el porcentaje de error pasó de 32 % a 52%. ⁽⁷⁸⁾

El metaanálisis realizado por Zhang comparó los resultados obtenidos por ecocardiografía versus GC por termodilución (TD). No se encontraron diferencias significativas entre ECO y TD. Aunque la diferencia en el GC entre la ecocardiografía por diferentes tipos o sitios y la TD no fue del todo consistente, el efecto general del metaanálisis mostró que no se observaron diferencias significativas entre la ecografía y TD. ⁽³⁷⁾

Wetterslev, en una revisión sistemática, buscó investigar la intercambiabilidad de la ecocardiografía con la técnica de termodilución para medir el gasto cardíaco y sus cambios. Se observó concordancia entre la ecocardiografía y la termodilución para detectar los cambios direccionales en el gasto cardíaco, pero la magnitud de los cambios varió considerablemente. La mayoría de los estudios que compararon la ecocardiografía con la termodilución fueron difíciles de interpretar, pero la evidencia actual no respalda la intercambiabilidad entre estas técnicas para medir el gasto cardíaco. Las técnicas podrían ser intercambiables para rastrear los cambios direccionales en el gasto cardíaco pero esto debe confirmarse en estudios grandes de alta calidad. ⁽⁷⁹⁾

Laupland evaluó la utilidad del ETE como monitor mínimamente invasivo del GC en pacientes perioperatorios y en estado crítico. Se informó que el ETE era fácil de obtener después de un entrenamiento mínimo y era seguro, sin complicaciones significativas identificadas. El ETE es un dispositivo práctico, confiable y válido para medir el GC en pacientes perioperatorios y críticos. ⁽⁸⁰⁾

La monitorización invasiva del gasto cardíaco, que tradicionalmente se realiza con técnicas de termodilución transpulmonar, generalmente se reserva para pacientes de alto riesgo debido a los riesgos inherentes de estos métodos. Por el contrario, la tecnología Doppler transesofágica ofrece un método seguro, rápido y menos invasivo para las mediciones de rutina de GC. Numerosos estudios han validado el GC derivado de Doppler transesofágico frente a los métodos de referencia. Aunque la concordancia de los valores de GC entre ecocardiografía Doppler y los métodos de referencia es limitada, se ha demostrado que el Doppler sigue con precisión los cambios de GC a lo largo del tiempo convirtiéndolo en un dispositivo útil para el seguimiento de tendencias. Se puede utilizar para guiar la sustitución y el tratamiento perioperatorios del volumen intravascular, con fármacos vasoactivos o inotrópicos. Varios estudios han demostrado una morbilidad postoperatoria reducida y una estancia hospitalaria más corta en pacientes tratados con Doppler en comparación con el tratamiento clínico convencional, lo que sugiere que puede ser un complemento valioso para la monitorización perioperatoria estándar. ⁽⁸¹⁾

Múltiples estudios han demostrado una estrecha correlación entre el gasto cardíaco calculado por ecocardiografía Doppler y la termodilución. Bettex estudió pacientes sometidos a cirugía cardíaca. Se utilizaron varios métodos ecocardiográficos derivados del Doppler comparado con termodilución. Se observó una baja concordancia entre los métodos. El mejor método ecocardiográfico fue la evaluación de flujo basada en Doppler sobre el TSVI. ⁽⁸²⁾ Stoddard evaluó a los pacientes en ventilación mecánica en la UCI, utilizando la vista transgástrica para obtener el Doppler pulsado del tracto de salida del ventrículo izquierdo. Se encontró una buena correlación entre la ecocardiografía y la medición simultánea de GC mediante termodilución. ⁽⁸³⁾ Estagnaise realizó un estudio en pacientes con VMA, y el método ecocardiográfico utilizado fue el

GC obtenido en un solo plano de la válvula mitral. Los cambios en el GC fueron similares con ambos métodos, y se llegó a la conclusión de que el GC derivado de TEE era capaz de rastrear sus cambios. ⁽⁸⁴⁾ Axler comparó un método derivado de Doppler y un método volumétrico de determinación de GC, comparando ambos con la termodilución. El mejor método fue el derivado del Doppler. Concluyó que la mejor opción es el Doppler pulsado del tracto de salida del ventrículo izquierdo. ⁽⁸⁵⁾

Un número creciente de estudios en la última década demostró repetidamente que la optimización hemodinámica temprana y dirigida a objetivos en la fase perioperatoria con el objetivo de optimizar el volumen sistólico y el gasto cardíaco, principalmente mediante la optimización de la precarga cardíaca, reduce complicaciones postoperatorias. ⁽⁸⁾ ⁽²⁸⁾ ⁽⁸⁶⁾ Se demostró que una estrategia preventiva centrada en intervenciones dirigidas a optimizar los principales parámetros hemodinámicos, es decir, el volumen sistólico y el gasto cardíaco de hecho puede reducir no solo la morbilidad postoperatoria, sino también la mortalidad. ⁽⁸⁷⁾

La ecocardiografía se ha convertido en una herramienta invaluable en el diagnóstico y tratamiento de la insuficiencia cardíaca congestiva (ICC) y se realiza de forma rutinaria en pacientes con ICC, además su uso está justificado en pacientes con alto riesgo de isquemia miocárdica o inestabilidad hemodinámica como en el caso de infarto de miocardio previo, angina inestable, prueba de esfuerzo positiva, estenosis valvular aórtica moderada o severa, antecedentes de insuficiencia ventricular izquierda, fracción de eyección (FE) menor a 30%, valvulopatía mitral moderada o severa e hipertensión pulmonar. ⁽⁸⁾⁽⁸⁸⁾ Las mediciones de la disfunción ventricular izquierda y derecha, la presencia de valvulopatía, el gasto cardíaco derivado del Doppler y las estimaciones de las presiones intracardíacas son métricas que se obtienen con frecuencia. Se ha demostrado que la VTI del TSVI es una medida reproducible incluso en el contexto de insuficiencia cardíaca crónica grave. ⁽⁸⁾ ⁽⁸⁷⁾ ⁽⁸⁹⁾

Estudios previos han evaluado el VTI en el TSVI en infarto agudo de miocardio, demostrando 100% de supervivencia al mes para sujetos con VTI del TSVI mayor al 100% predicho para la edad y mayor al 80% de supervivencia a los 5 años. Por el contrario, la tasa de mortalidad al mes y a los cinco años fue del 18% y del 43%, respectivamente, cuando fue inferior al 65% previsto. ⁽⁸⁷⁾ ⁽⁹⁰⁾

Un estudio realizado por Tan, diseñado para probar el VTI como marcador para los pacientes con mayor riesgo de muerte o implantación de terapias avanzadas como el trasplante o dispositivos de asistencia ventricular (DAVI), planteó que debido a que el VTI del TSVI extremadamente bajo es un marcador preciso de gasto bajo, el VTI del TSVI se puede utilizar para discriminar entre insuficiencia cardíaca en etapa temprana versus insuficiencia cardíaca avanzada con bajo gasto cardíaco, proporcionando así una herramienta fácil de obtener para identificar a los pacientes que pueden beneficiarse más de las intervenciones avanzadas de insuficiencia cardíaca, como el DAVI y trasplante cardíaco. El estudio demostró que un VTI del TSVI extremadamente disminuido se asoció de manera sólida con la muerte a los 12 meses y la implantación de DAVI. Varias razones pueden explicar por qué un VTI del TSVI bajo se correlaciona estrechamente con los resultados clínicos adversos. El VTI del TSVI proporciona información de pronóstico mejorada sobre la fracción de eyección, ya que se enfoca en el gasto cardíaco directo que a veces puede ser normal incluso en pacientes con insuficiencia cardíaca compensada con fracción de eyección baja. El gasto cardíaco bajo es un precursor conocido de *shock* cardiogénico manifiesto, la disfunción multiorgánica y la muerte. ⁽⁸⁷⁾

2.6. Equiparabilidad

2.6.1. Bland–Altman - Critchley y Critchley

Docenas de estudios han tratado de definir la metodología que debe usarse para demostrar claramente si un monitor puede medir y rastrear el GC en el entorno clínico. El primer paso es evaluar la concordancia entre el nuevo método y el estándar de oro. Para este propósito, se debe utilizar el análisis de Bland-Altman, originalmente descrito para evaluar la concordancia entre dos métodos de medición clínica. Este análisis proporciona a los usuarios un sesgo y límites de acuerdo, trazando la media de las mediciones contra la diferencia de las mediciones de ambos métodos y evaluando la concordancia basada en la cercanía de puntos de datos individuales.

El segundo paso es calcular el error porcentual medio, que se define como la relación entre el rango de los límites de concordancia y el GC medido del estándar de oro. La idea es que los límites estrechos de acuerdo pueden significar que el sistema es muy preciso. Según Critchley y Critchley, un porcentaje de error medio $> 30\%$ debería permitir concluir que el nuevo método es inexacto. Hay que recordar que este enfoque depende de la precisión intrínseca del estándar de oro. El tercer paso es luego probar la concordancia entre el nuevo método y el patrón oro. Según Critchley y colaboradores una concordancia $<92\%$ debe considerarse inaceptable. ⁽⁴⁾ ⁽⁹¹⁾

Capítulo III. Resultados

	Mujeres n=9 (%)	Hombres n=21 (%)	Total N=30 (%)
Edad, mediana (IIC)	65 (51-75)	62 (52-68)	63 (52-69)
Factores de riesgo			
HTA	8 (88.9)	17 (81.0)	25 (83.3)
DM	3 (33.3)	4 (19.0)	7 (23.3)
ERC	2 (22.2)	5 (23.8)	7 (23.3)
EAC	0 (0)	10 (50.0)	10 (34.5)
Tipo de cirugía			
Cardíaca	3 (33.3)	13 (61.9)	16 (53.3)
Abdominal	6 (66.7)	8 (38.1)	14 (46.7)
GC (L/min)			
ETE, media (DE)	5.6 (1.3)	5.3 (1.7)	5.4 (1.6)
FloTrac [®] , media (DE)	5.1 (1.2)	5.5 (1.8)	5.4 (1.7)

IIC: intervalo intercuartil, DE: desviación estándar.

Tabla 2. *Información general*

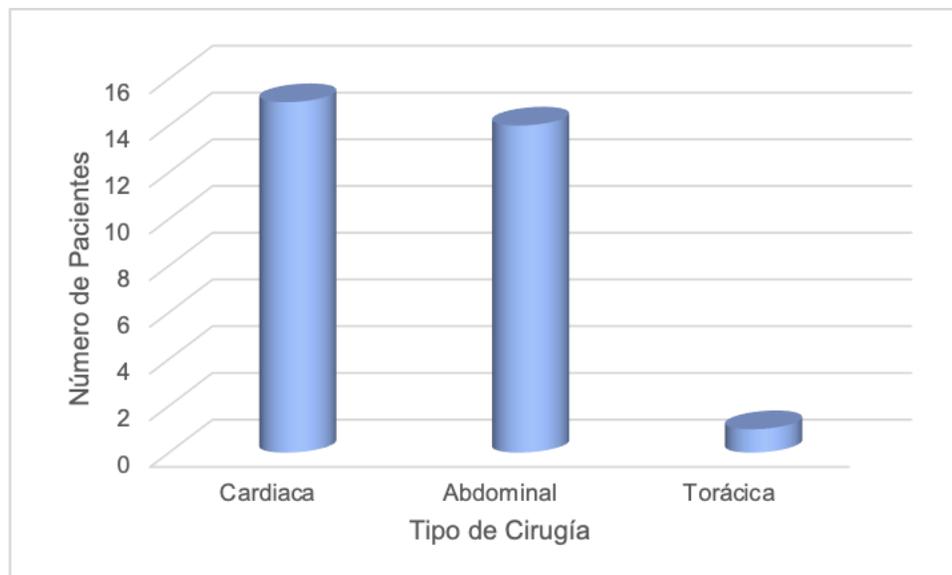


Gráfico 1. Cantidad pacientes por tipo de cirugía

Se estudiaron pacientes en un total de 30 procedimientos de abril a julio de 2021. Todas las cirugías fueron programadas de manera electiva. 15 de los pacientes recibieron anestesia general para cirugía cardíaca, 14 para cirugía abdominal y 1 para cirugía torácica. Dentro de los procedimientos realizados a los pacientes se incluyeron *bypass* coronario, reemplazo valvular aórtico, colocación de anillo tricúspide, TAVI, hepatectomía, colecistectomía radical, laparotomía con resección tumoral, procedimiento de Whipple, reparación de vía biliar, metastasectomía hepática, resección de liposarcoma, cirugía de columna.

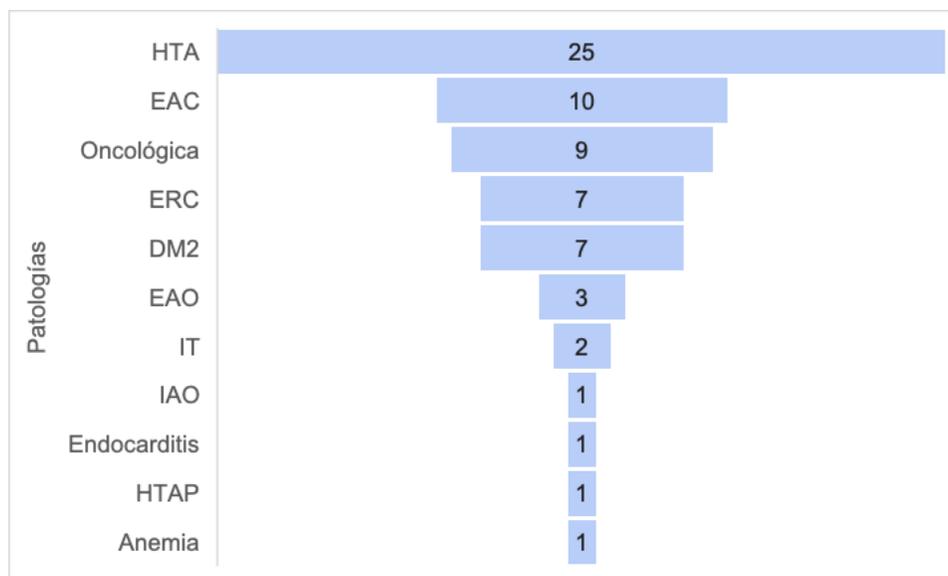


Gráfico 2. *Patologías concomitantes en pacientes estudiados*

Se realizaron 48 mediciones en un total de 30 pacientes, 21 masculinos, 9 femeninos, con rango de edad entre los 25 y 85 años. Estos presentaban patologías como HTA, hipertensión pulmonar, diabetes mellitus tipo 2, enfermedad arterial coronaria (EAC), enfermedad renal crónica (ERC), enfermedad oncológica, anemia, obesidad, dislipidemia, endocarditis, hipertensión pulmonar (HTAP), insuficiencia aórtica (IAO), estenosis aórtica (IAO) e insuficiencia tricuspídea moderada o severa (IT). En estos últimos tres casos la medición se realizó posterior a la reparación de dicha patología.

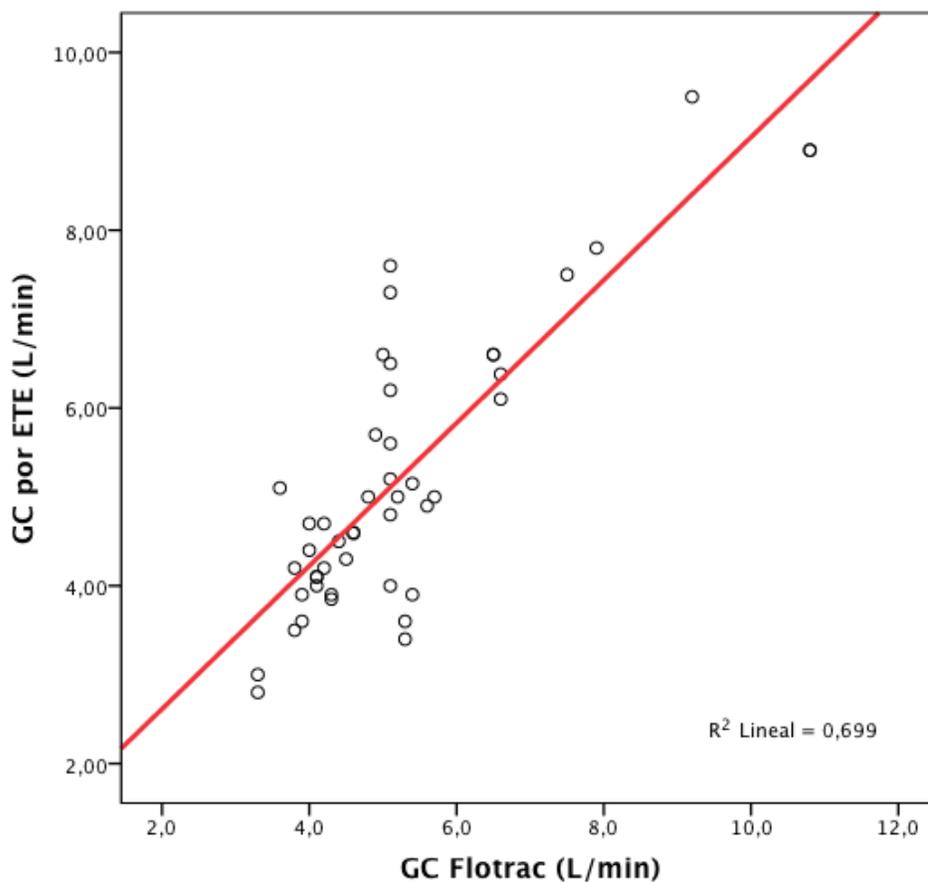


Gráfico 3. *Correlación Gasto cardíaco medido por ETE versus FloTrac®*

La presión fue de 0,6 L/min, la dispersión de -0,597L/min a 1,841 L/min, el coeficiente de variabilidad entre todas las medidas fue de 0,3 para ETE y de 0,2 para FloTrac®.

Se aplicó una regresión lineal en la cual se encontró un coeficiente de correlación de 0,8, R^2 de 0,699, R de Pearson 0,83, con una $P < 0,0001$.

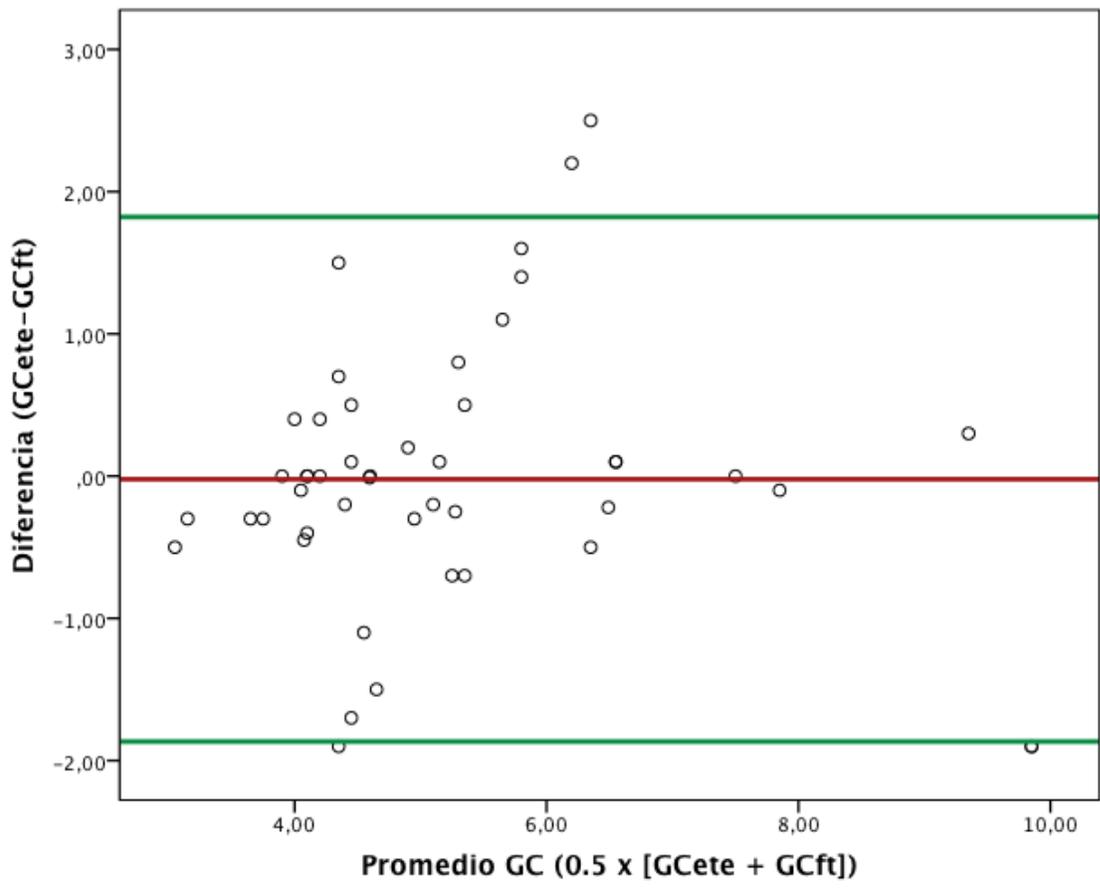


Gráfico 4. *Bland Altman de las diferencias y el promedio de las mediciones de GC por ETE y FloTrac®.*

Se realizó el diagrama de Bland-Altman de las diferencias y el promedio de las mediciones de gasto cardíaco obtenida por ETE versus Flotrac®. Se encontró un error estándar de 0.487, con un valor de $p=0.684$.

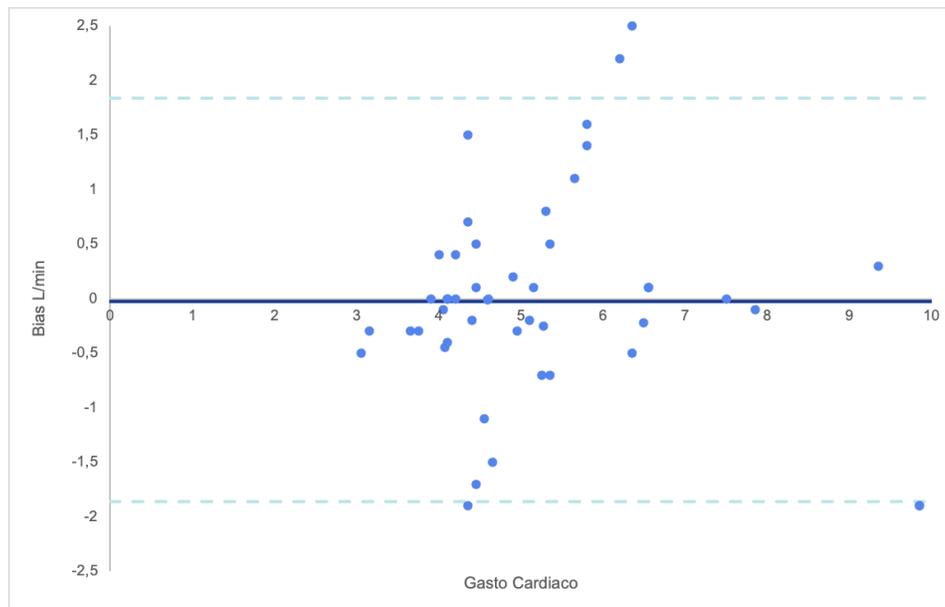


Gráfico 5. *Bland Altman Plot de todas las medidas realizadas*

Se realizó el diagrama de Bland-Altman para evaluar la concordancia entre la medición de gasto cardíaco obtenida por ETE versus Flotrac®. El bias o sesgo promedio fue de -0,02 L/min (-0,675L/min a 0,805L/min), con límites de concordancia de -1,867 L/min a 1,823 L/min, y un intervalo de confianza de 95%. Además, con una desviación estándar 0,94, y un coeficiente de correlación múltiple de 0,07, R de Pearson 0,07, R² de -0,017 con una P de 0,6.

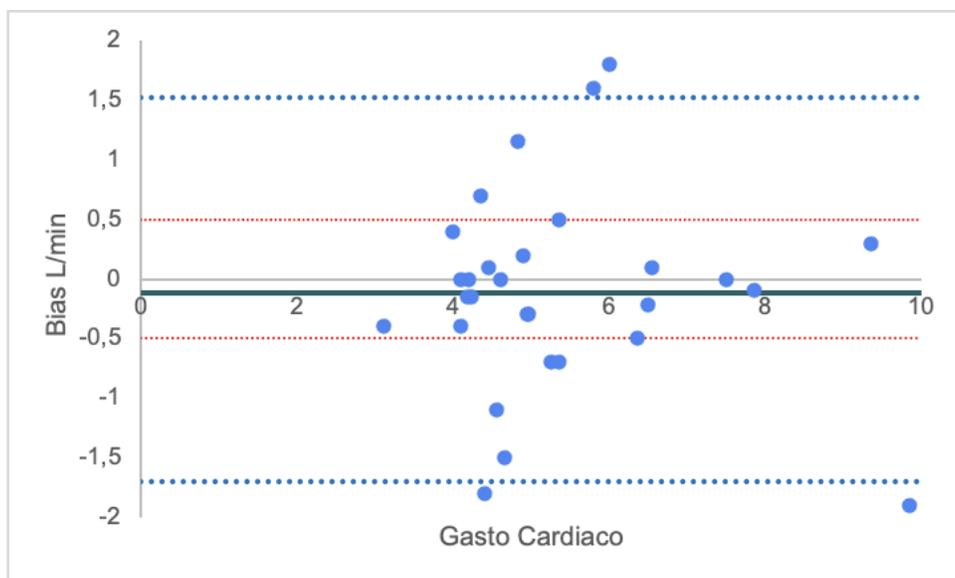


Gráfico 6. *Bland Altman Plot de mediciones promediadas*

Se realizó un diagrama de Bland Altman con las mediciones promediadas y se observó un sesgo medio (bias) de $-0,116$ L/min, ($-0,645$ L/min a $0,685$ L/min), con una desviación estándar de $0,828$, con límites de concordancia de $-1,7$ L/min a $1,5$ L/min, y con un intervalo de confianza del 95%. Un 67% de las mediciones estuvo dentro del límite de acuerdo planteado previamente para el estudio de $-0,5$ L/min a $0,5$ L/min. Se realizó regresión de las mediciones de GC con el bias en el cual se encontró un coeficiente de correlación múltiple de $0,066$, R de Pearson de $0,66$, R^2 de $-0,003$, con una P de $0,7$.

Evaluador	Número de mediciones	GC por ETE (L/min) media (DE)	GC por Flotrac® (L/min) media (DE)	Correlación (Pearson)	Porcentaje de error (%) media (DE)*
1	4	5.3 (0.9)	4.8 (1.3)	0.80	15.3 (18.9)
2	13	5.1 (1.6)	5.1 (1.5)	0.97	5.5 (4.7)
3	4	7.5 (2.1)	8.3 (3.2)	0.98	11.6 (7.7)
4	8	4.6 (0.8)	4.6 (0.8)	0.95	5.1 (3.3)
5	12	4.9 (1.7)	4.7 (0.9)	0.58	21.5 (16.2)
6	3	5.2 (1.3)	5.0 (0.05)	0.88	18.5 (15.2)
7	1	6.6 (-)	6.5 (-)	0.98	1.5 (-)
8	2	4.4 (0.7)	5.5 (0.2)	0.80	20.0 (10.9)

*La mediana global de porcentaje de error fue de 9.1% (IIC 2.2%-17.6%)

Tabla 3. *Rendimiento de evaluadores*

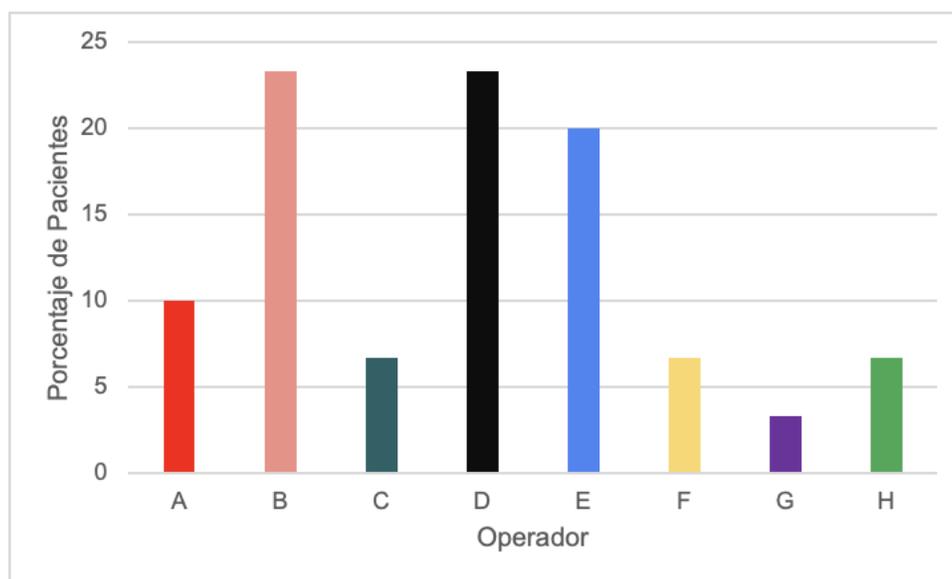


Gráfico 7. *Porcentaje de pacientes evaluados por cada operador*

Realizaron las mediciones un total de 8 operadores, un cardiólogo, cinco anestesiólogos cardiovasculares, un anestesiólogo no cardiovascular y un residente de anestesia de último año. En promedio, se realizaron tres mediciones por paciente, sin embargo, en algunos de los casos, debido al factor tiempo y la necesidad de entrar en circulación extracorpórea o inicio rápido de la cirugía, lo cual generaba interferencia con el electrocauterio, no fue posible realizar las tres mediciones. En el caso de los pacientes a los que se realizaron varias mediciones, se promedió la diferencias entre las mediciones para realizar los cálculos respectivos.

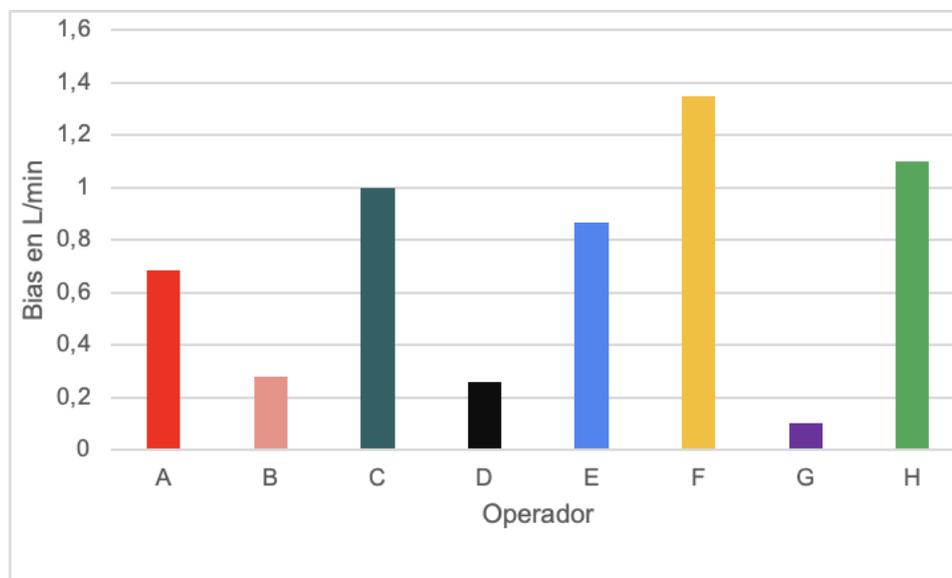


Gráfico 8. *Bias por operador*

Se estudió la diferencia en la cuantificación de gasto cardíaco medido por ecocardiograma transesofágico versus la obtenida por Flotrac® en valores absolutos por operador, el cual tuvo un sesgo medio de 0,7 L/min, con valores entre 0,1 L/min a 1,3 L/min, con un límite de concordancia superior de 1,59 e inferior de -0,19L/min y con una desviación estándar de 0,4 L/min. Se aplicó una regresión del sesgo medio por operador (bias) por porcentaje de pacientes analizados por cada clínico y se encontró un coeficiente de correlación múltiple de 0,3, R^2 de -0,011 con una P de 0,3, con un intervalo de confianza del 95%.

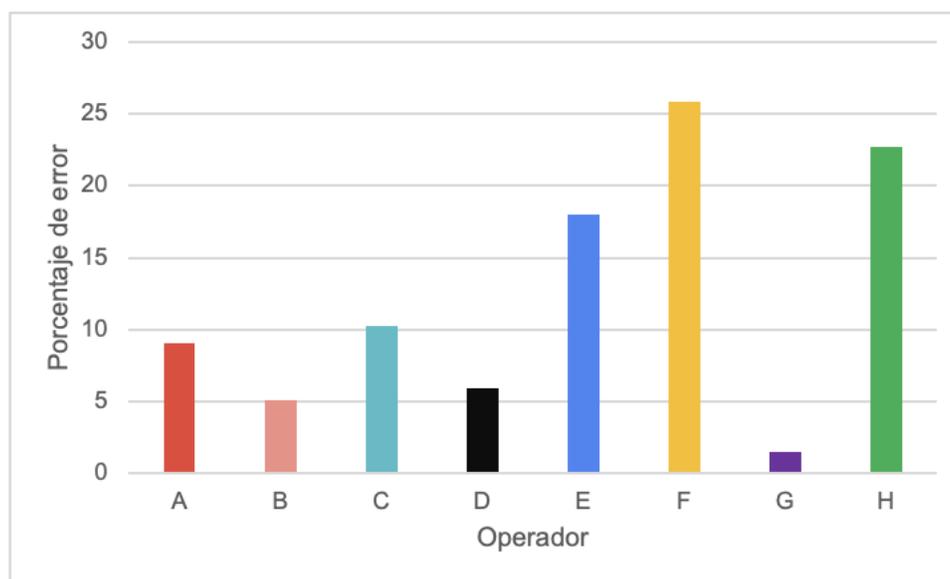


Gráfico 9. *Porcentaje de error por operador*

Se midió el porcentaje de error total, el cual fue de 11,2% y se analizó además por operador, el cual estuvo en un rango de 1,5 a 25,8% con una mediana de 9,1% y un promedio de 12%.

Además, se realizó una regresión del porcentaje de error por operador respecto al número de pacientes analizados por clínico y se encontró un coeficiente de correlación múltiple de 0,2, R^2 -0,09, una P de 0,6, con un intervalo de confianza de 95%.

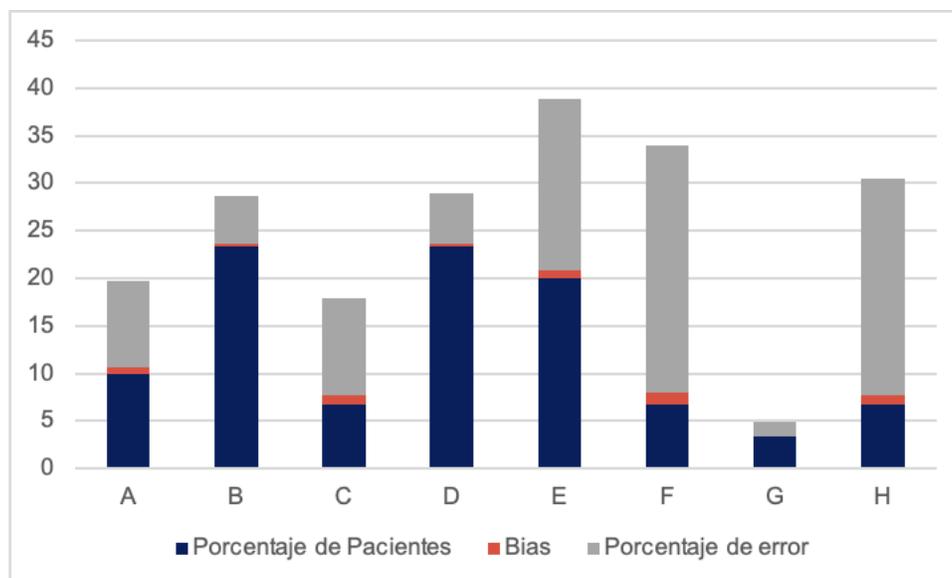


Gráfico 10. *Correlación de error por pacientes evaluados*

En este gráfico se plantea la correlación entre el bias y el porcentaje de error en función del porcentaje de pacientes evaluados.

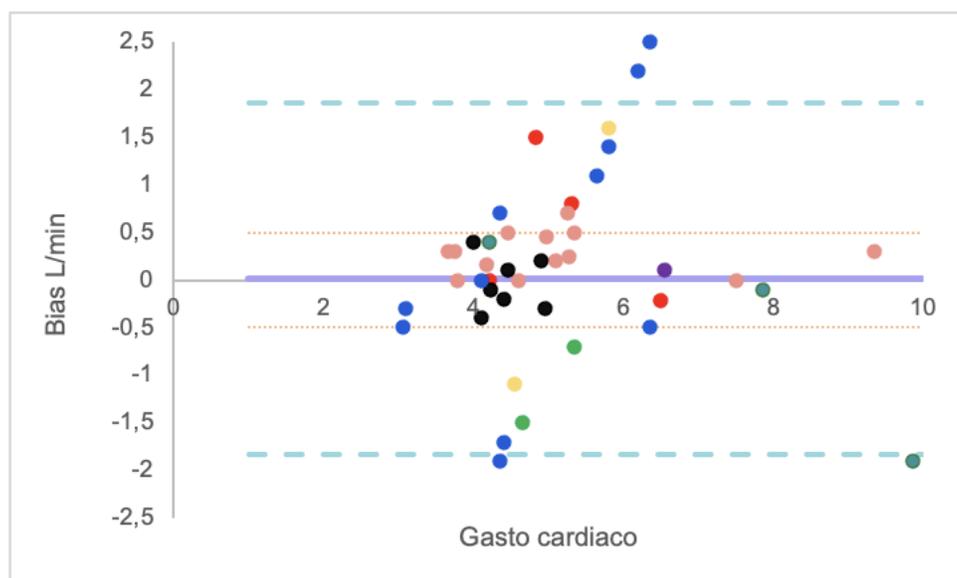


Gráfico 11. *Bias por operador*

Con el fin de identificar la tendencia por operador, se correlaciona el promedio de medición de gasto cardíaco con el bias y se identifica a cada operador con color con el fin de determinar si algún operador se sale del límite de acuerdo planteado, el cual para este estudio fue de 0,5 L/min, del bias promedio que va de -0,645L/min a 0,685 L/min o del límite de concordancia el cual fue -1,7 L/min a 1,5 L/min.

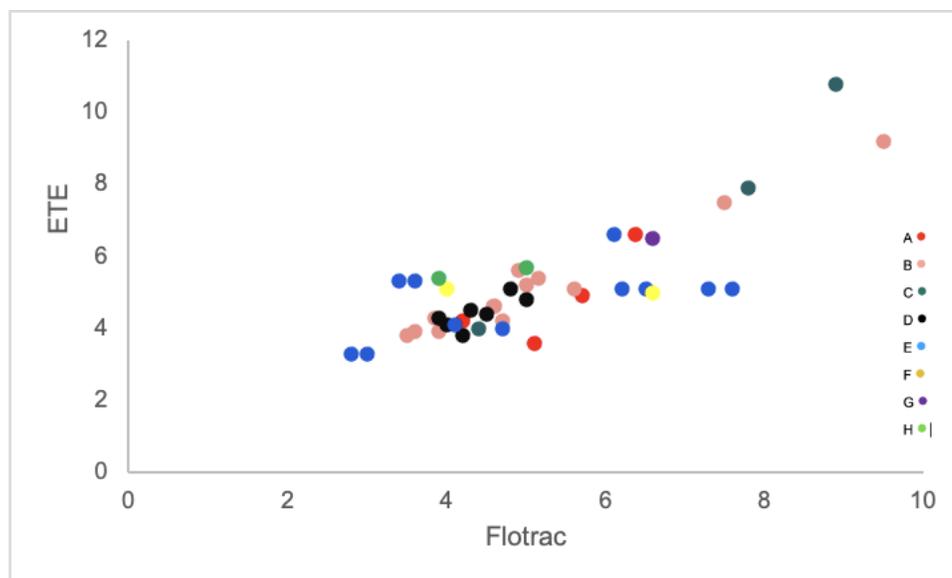


Gráfico 12. *Correlación de GC medios por ETE y por FloTrac® por operador*

Los puntos representan la dispersión de las mediciones realizadas por ecocardiograma transesofágico y por análisis de contorno de pulso con tecnología FloTrac®. Se identificó a cada operador con un color, donde cada color se relaciona con los tonos identificados en los gráficos número 3, 4 y 5.

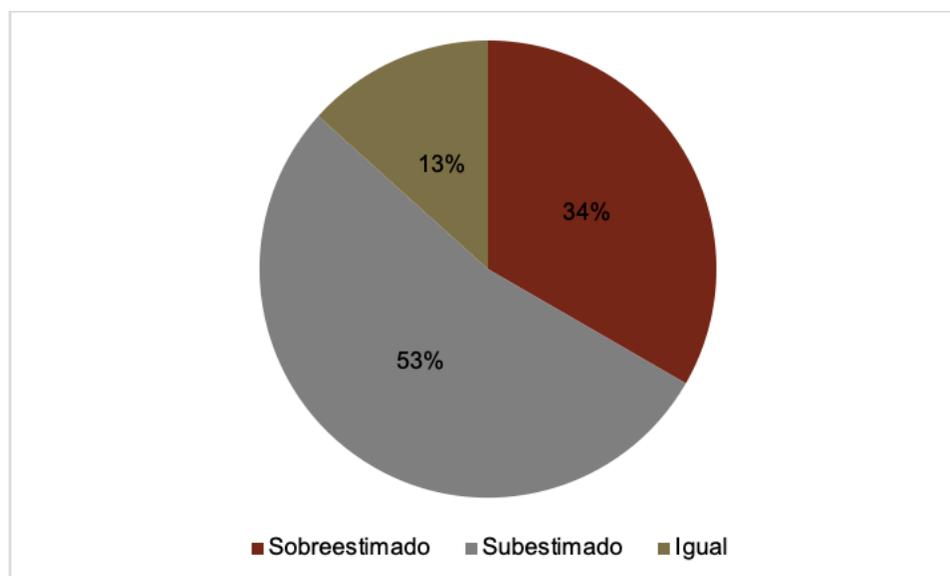


Gráfico 13. *Tendencia en la cuantificación de gasto cardíaco medido por ETE versus FloTrac®*

Se observó una tendencia a subestimar la medición de gasto cardíaco cuando se obtiene por ETE en un 53% de los casos, en un 34% de los casos de sobreestimó esta medida y en un 13% de los casos el resultado fue igual.

Capítulo IV. Discusión

Dada la importancia y relevancia clínica del monitoreo hemodinámico en la evolución del paciente crítico y perioperatorio, se realizó un estudio observacional retrospectivo en el Hospital Calderón Guardia de abril a julio del 2021 en el cual se analizó un total de 30 pacientes, y se realizaron 47 mediciones por ETE y por FloTrac®. Los datos se recolectaron durante cirugías torácicas y abdominales mayores en las cuales se les colocó a los pacientes, de manera concomitante, ambos dispositivos. Los procedimientos realizados fueron n=15 cirugías cardíacas, n=14 cirugías abdominales y n=1 cirugía torácica. (Gráfico 1) (Tabla 3).

En la caracterización epidemiológica de los pacientes se encontró una media para la edad de 62 años. Las patologías concomitantes más frecuentes fueron HTA, enfermedad arterial coronaria, diabetes mellitus tipo 2, enfermedad renal crónica, y patología oncológica. (Gráfico 2) (Tabla 3).

El objetivo de este estudio fue determinar la correlación en las mediciones de gasto cardíaco obtenido por ETE comparado con FloTrac®. Se encontró una correlación bastante alta entre ambas mediciones, con un R de Pearson de 0,83 y una $P < 0,0001$. Por lo tanto, se rechaza la hipótesis nula, y se plantea la realización de futuros estudios o la continuación del mismo para valorar si el gasto cardíaco medido por análisis de contorno de pulso con la tecnología FloTrac® es equiparable con la medición de gasto cardíaco medido por ecocardiografía transesofágica. (Gráfico 3).

Se correlacionó mediante el diagrama de Bland Altman la diferencia y promedio de las mediciones de GC por ETE y FloTrac®. Se encontró un error estándar de 0.487, con un valor de $p=0.684$, lo cual indica que no hay sesgos proporcionales, por la alta correlación. (Gráfico 4)

Además, se intentó correlacionar el bias con el valor del gasto cardíaco y se encontró una baja correlación. Está descrita menor presión en la cuantificación del gasto cardíaco en los valores extremos del mismo, es decir, cuando este tiende a ser excesivamente bajo o elevado, sin embargo, no se encontró que el bias varíe con alguna importancia estadística en función del valor del gasto cardíaco.⁽⁵⁷⁾ No obstante, esta correlación se realizó de manera experimental y no es el fin primordial de este estudio,

por lo que hacen falta más estudios al respecto con un mayor número de pacientes y menor heterogeneidad para determinar estos datos. (Gráficos 5 y 6)

Realizaron las mediciones un total de 8 operadores, un cardiólogo, 5 anestesiólogos cardiovasculares, 1 anestesiólogo no cardiovascular y un residente de anestesia. A las mediciones de estos operadores se les calculó el bias y se intentó correlacionar con el número de procedimientos realizados. Se encontró una correlación inversa entre el número de pacientes y el sesgo medio, sin embargo, el valor estadístico de esta correlación no es significativo, dado que no todos los operadores realizaron el mismo número de procedimientos, existía heterogeneidad en la formación de los clínicos y sobre todo no había un suficiente número de pacientes por cada operador.

Además, había heterogeneidad de cirugías y de patologías por lo que dichos pacientes no eran comparables entre sí para valorar el grado de acierto por operador. Por último, no era el fin de este estudio, por lo que se plantea para futuros trabajos de investigación en los cuales se pueda recolectar un número mayor de pacientes, o bien un número similar de pacientes y de mediciones por operador. (Gráficos 7 y 8)

El porcentaje de error en este estudio fue de 11,2%. Se encuentra dentro del límite aceptable según lo planteado por Critchley y Critchley, quienes plantearon un 30% de porcentaje de error para aceptar la equiparabilidad entre dos dispositivos. (Gráfico 9)

Dada la heterogeneidad que se muestra en el Gráfico 10, en cuanto a la correlación entre el bias y porcentaje de error por pacientes evaluados, en función de los pacientes estudiados por cada operador, más que desde un punto de vista estadístico debemos evaluar los resultados desde un punto de vista analítico inferencial, valorando el sesgo relativo y el porcentaje de error de cada uno en función del número de pacientes analizados de una manera individual. (Gráficos 10,11 y 12)

A través de este estudio se observó una tendencia a subestimar la medición del GC cuando se realiza por ETE comparado con FloTrac®. Sin embargo, es necesario destacar que al tratarse de un estudio observacional retrospectivo de 30 pacientes, con un total de 8 operadores, con heterogeneidad en las patologías y en los procedimientos practicados, sería osado tomar estos resultados como valores definitivos. Por esta razón, se recomienda más investigación, y futuras revisiones donde se puedan estandarizar las mediciones por operador para poder determinar si existe alguna relevancia

estadísticamente significativa que determine si con alguno de los dos métodos existe correlación en la infraestimación o sobreestimación del gasto con los métodos mencionados. (Gráfico 13)

Al correlacionar con la literatura internacional se encontró que, Concha, comparó la medición del gasto cardíaco en 10 pacientes de cirugía laparoscópica en diferentes posiciones y circunstancias durante la cirugía. Concha, realizó la medición del TSVI con Doppler continuo y utilizó la medición del VTI del TSVI en la vista transgástrica eje corto, girando el ángulo 120 grados, a diferencia de nuestro estudio en el que la medición se obtuvo al cuantificar el diámetro del TSVI a 5mm de la válvula aórtica en sístole media, como lo describen las guías ASE/SCA y es el método mejor validado hasta el momento.⁽⁹²⁾ El estudio de Concha y colaboradores, fue altamente cuestionado por Perrino, quien describió la técnica que Concha utilizó como referencia en su estudio, en una carta al editor publicada en la revista anestesia y analgesia, donde menciona que la sobreestimación de los datos se debió al error en la comprensión de la técnica original.⁽⁹³⁾ Concha, obtuvo un bias de 1,17 L/min y límites de concordancia de -2,02 L/min a 4,37 L/min. El porcentaje de error fue de 40% (27%–50%).⁽⁹²⁾

Hattori, correlacionó la medición del gasto cardíaco obtenida por ETE versus FloTrac® en 25 pacientes con índice cardíaco bajo, con fracción de eyección menor de 35%, intervenidos para colocación de cables de terapia de resincronización cardíaca electiva, durante la aplicación de fenilefrina y la terapia de resincronización. Tuvo un amplio límite de concordancia de -0,86 L/min a 1,25 L/min, con un bias de 0,19 L/min y un porcentaje de error de 55,4%.⁽⁵⁷⁾ Por lo que, en esta subpoblación, a diferencia de en nuestro estudio, se encontró un grado inaceptable de precisión.

Laupland, realizó un metaanálisis donde incluyó la medición de ETE y Doppler esofágico comparado con PAC y obtuvo un bias de 0 L/min, con límites de concordancia de -1,7 L/min a 1,7 L/min, con una R de 0,9. Sin embargo, al incluir métodos de medición de gasto cardíaco distintos este estudio fue heterogéneo y no es comparable con el nuestro.⁽⁸⁰⁾

Kaufmann, realizó mediciones en 17 pacientes en *shock* y comparó la tecnología FloTrac® con ETT. Obtuvo R² de 0,60, con p <0,001. El bias fue de 0,2 L/min, con límites de concordancia de -3,6 L/min a 4,0 L/min. El porcentaje de error fue del 65,6%.

La tasa de concordancia fue del 64,4%. El error y los límites de concordancia amplios según describe el autor, fue debido a las ventanas transtorácicas subóptimas, esta limitante fue superada en nuestro estudio debido a que se utilizó ETE por lo que se obtuvo límites de concordancia y porcentaje de error aceptables. ⁽²⁹⁾

Jaimes, comparó la medición de gasto cardíaco por ETT versus CAP en 32 pacientes y encontró una correlación de R de Pearson de 0,89 con una $p < 0,001$ y una R^2 de 0,79. Esto representa una correlación lineal adecuada similar a la obtenida en nuestro estudio. ⁽⁷⁵⁾

Estagnaise, comparó la medición de gasto cardíaco obtenida por ETE con VTI cuantificado en la válvula mitral versus la obtenida por CAP y observó una correlación de R de 0,78 y una $p < 0,001$, con límites de concordancia de $-0,3 \pm 3,1$ L / min. Sin embargo, la medición del VTI mejor validada es la obtenida en el TSVI según lo describe Zhang y las guías ASE/ESC. ^{(37) (65) (74)}

Villavicencio, comparó la medición del gasto cardíaco obtenida por ETE con la obtenida por CAP y encontró una fiabilidad interobservador con un coeficiente de correlación interclase de 0,6 con una $p < 0,001$. El bias fue de $0,64 \pm 1,18$ L/min, y los límites de concordancia fueron de $-1,73$ a $3,01$ L/min. En los pacientes con GC $< 6,5$ L/min, la concordancia entre el GC medido por PAC y por ETE mejoró, con un bias de $0,13 \pm 0,89$ L/min y límites de concordancia de $-1,64$ L/min a $2,22$ L/min. El porcentaje de error medio entre los dos métodos fue del 17%. ⁽²²⁾

Mercado, comparó la medición de gasto cardíaco obtenido por ETT versus CAP en 38 pacientes y encontró una R de 0,95, con una $p < 0,0001$. El bias fue de $0,2$ L / min, los límites de concordancia fueron de $-1,3$ L/min a $1,8$ L/min y el porcentaje de error fue del 25%. ⁽⁹⁴⁾

Bergamaschi, comparó la medición de gasto cardíaco obtenida por ETT versus CAP en 20 pacientes, mostró una excelente reproducibilidad entre operadores con una R de Pearson de 0,987, una K de Cohen de 0,840. En general, el sesgo medio fue de $0,03$ L/min, con límites de concordancia de $-0,52$ L/min a $0,57$ L/min. ⁽⁹⁵⁾

La medición del gasto cardíaco obtenida por ETE mediante la cuantificación del VTI del TSVI en la vista transgástrica profunda y la medición del TSVI a 5mm del anillo aórtico en sístole media realizada por operadores del Hospital Calderón Guardia de abril

a julio del 2021 demostró una adecuada correlación con un bias y un porcentaje de error incluso menor que el descrito en la literatura.

Es sorprendente observar como en una disciplina como la anestesiología, específicamente en el área de monitoreo hemodinámico, se permite un porcentaje de error de 30% para aceptar la concordancia entre dos dispositivos; o plantear una inexactitud aceptable de hasta entre 0,5-1,5 L/min como lo describen otros autores en la literatura. Se puede argumentar que la metodología utilizada para evaluar estos sistemas como porcentaje de error medio y concordancia no es fidedigna y presenta limitaciones intrínsecas. Pero más allá de eso, la razón de esta deficiencia probablemente esté relacionada con el hecho de que la fisiología y fisiopatología humana es un modelo increíblemente complejo. Esto explica por qué es tan difícil medir de manera confiable las variables fisiológicas y también explica por qué es tan difícil tomar decisiones clínicas acertadas. (4)

Es por esto que cada día se aboga más por la utilización de variables dinámicas y no estáticas, que nos permitan valorar los cambios clínicos a través del tiempo y, de este modo, valorar la respuesta a las conductas terapéuticas y las decisiones que tomamos al lado del paciente, para de esta manera influir en el resultado del paciente, optimizar sus variables hemodinámicas y usar sistemas de monitorización aunado a protocolos terapéuticos.

Dentro de las limitaciones de este estudio se encuentra que se trata de un estudio observacional, retrospectivo, de 30 pacientes, con 8 operadores con diferente formación académica, en una población heterogénea, con pacientes de diferentes patologías e intervenidos para cirugías diferentes. Además la literatura recomienda que la medición del VTI se obtenga con al menos el promedio de 3 mediciones consecutivas y esto en algunos pacientes no fue posible debido a la necesidad de iniciar el procedimiento quirúrgico de inmediato o la necesidad de entrar en circulación extracorpórea. Por esta razón se plantea futuras investigaciones en las cuales se homogenice la población, el procedimiento y los operadores. Además se recomiendan estudios a mayor escala multicéntricos, prospectivos y con un mayor número de participantes.

Las fortalezas de este estudio fueron que se trata del primer estudio descrito en la literatura en el cual se compara la medición del gasto cardíaco obtenido por ETE

comparado con la medición obtenida por FloTrac® donde se siguen las recomendaciones de las guías de ASE/SCA en cuanto a la obtención de los datos ecocardiográficos. Es un estudio mínimamente invasivo, donde se incluyeron más pacientes que el promedio de lo utilizado en la literatura para estudios similares. Al realizar la investigación con recardiograma trasesofágico a diferencia de como lo realizaron otros autores con ecocardiograma transtorácico se superó la limitante del sesgo obtenido por la deficiencia en la obtención de la imagen en pacientes con ventanas transtorácicas inadecuadas.

Dada la equiparabilidad documentada en este estudio, la elección del dispositivo va a depender del paciente, su patología, las contraindicaciones o limitaciones que presente para la utilización de cada dispositivo. Además, dependerá de la experiencia del clínico con cada dispositivo, de la duración del procedimiento, de la condición clínica y hemodinámica en el momento de evaluación, de la accesibilidad al equipo, ya sea ETE o FloTrac® con su monitor adjunto, e incluso de si el costo para dicha intervención se justifica en función del tiempo o las decisiones que se tomarán de acuerdo con los resultados obtenidos.

En un paciente en el cual se necesita un monitoreo continuo parece una excelente opción la utilización del análisis de contorno de pulso, en el caso de un paciente en el que se necesita una única medición o una medición seriada no continua es equiparable y es válido utilizar la cuantificación de gasto cardíaco por ETE, tomando en cuenta los datos adicionales que cada dispositivo aporta. En el caso del ETE, podemos valorar función cardíaca sistólica y diastólica, contractilidad global y segmentaria, función valvular, estado volumétrico, nos permite valorar respuestas dinámicas serias mas no continuas, mientras que el análisis de contorno de pulso nos permite una valoración continua, fácil de colocar e interpretar, los nuevos algoritmos permiten discernir la causa de los cambios hemodinámicos en relación con elastancia vascular, contractilidad inferida de la onda de contorno de pulso, variabilidad de volumen sistólico o RVS cuando se monitoriza de manera concomitante la presión venosa central.

Ambos dispositivos son equiparables en medición pero no comparables de manera global dado que aportan beneficios diferentes, en un entorno como el de cirugía cardíaca es útil y se correlaciona el uso de ambos, en otros procedimientos y entornos la elección se realizará de manera individualizada. La implementación de dispositivos

que orienten al clínico a tomar decisiones en la atención al paciente es una forma de mejorar la práctica actual y de impactar de manera pragmática y positiva el resultado del paciente. Las pautas de estandarización también deben incluir las indicaciones para la monitorización hemodinámica y qué sistema de monitorización hemodinámica debe utilizarse para determinado paciente, por lo que se adjuntan recomendaciones en la ficha técnica. ⁽⁴⁾

Capítulo V. Conclusión

En pacientes bajo anestesia intervenidos para cirugía torácica o abdominal mayor de abril a julio del 2021 en el Hospital Calderón Guardia se encontró una correlación que aporta suficiente evidencia para demostrar una asociación entre el gasto cardíaco medido por ecocardiografía transesofágica y análisis de contorno de pulso con tecnología FloTrac®. Por lo tanto, ambos métodos pueden ser utilizados de manera equiparable para fortalecer las habilidades y orientar al clínico en la toma de decisiones, tomando en cuenta la experiencia del operador y las características del paciente a la hora de elegir el dispositivo.

Anexos

Anexo 1. Ecuación de Wesseling

El análisis del contorno de la onda de pulso arterial depende del volumen sistólico, y este puede estimarse a partir de la integral del cambio de presión a lo largo del tiempo, considerando el área de la parte sistólica de la curva donde: ⁽¹⁵⁾

$$VS = \text{área sistólica/impedancia} = \frac{\int_{t_0}^{t_1} \frac{dP}{dt}}{Z}$$

Donde t_0 / t_1 para dP / dt es la integral del cambio de la presión desde el fin diastólico t_0 hasta el fin sistólico t_1 y Z impedancia de la aorta.

Wesseling introdujo el modelo de Windkessel de 3 elementos, un algoritmo que utiliza el área sistólica pero con factores de corrección para la impedancia: la distensibilidad arterial y la resistencia vascular sistémica (RVS). Necesitamos conocer el valor de la impedancia total y este valor se puede calcular durante una fase de calibración o se puede estimar en función de los datos demográficos del paciente. ⁽¹⁵⁾

Anexo 2. Técnicas de medición de GC ⁽²⁴⁾

- 1. El principio de Fick.
- 2. Técnicas de dilución del indicador.
 - a. Termodilución.
 - b. Densitometría de colorante de pulso.
 - c. Técnica de dilución de litio.
- 3. Técnicas de análisis de forma de onda arterial.
- 4. Impedancia transtorácica y análisis de biorreactancia.
- 5. El principio Doppler.

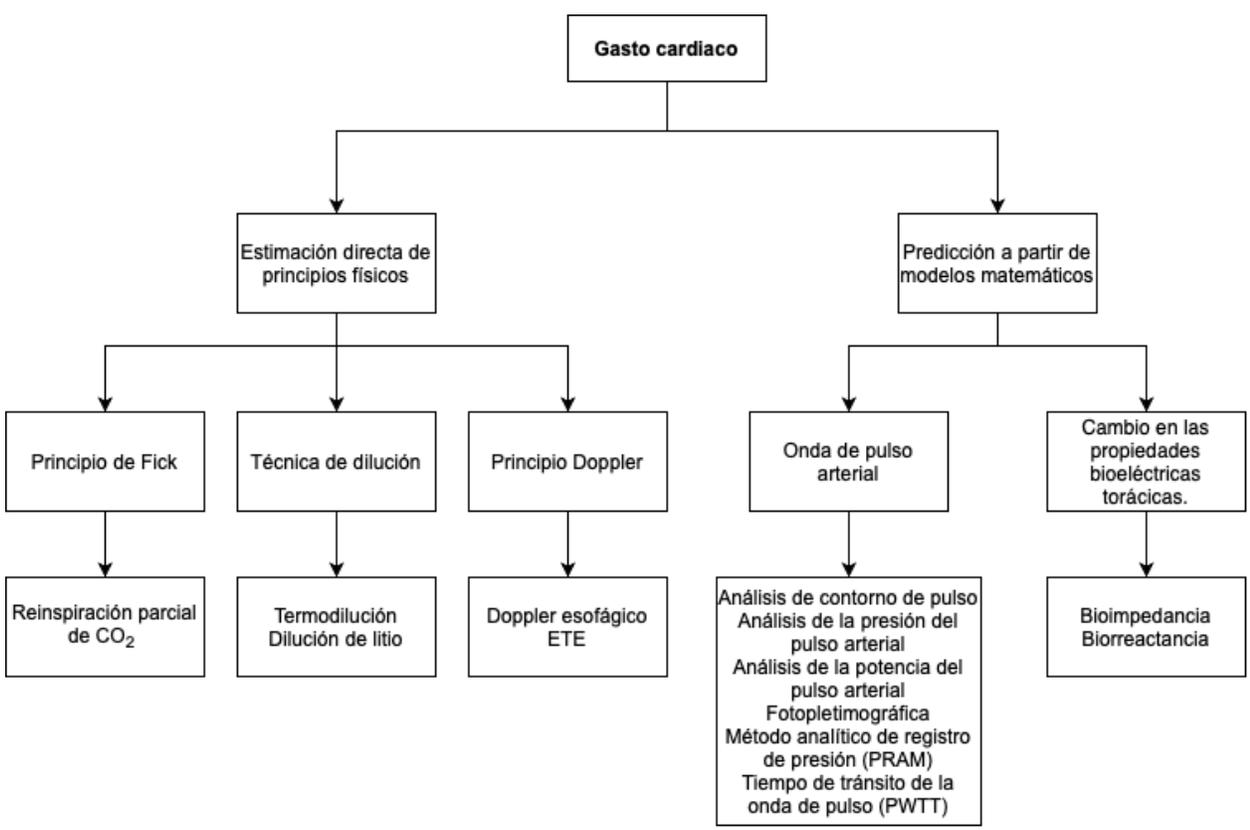


Figura 9. Métodos de estimación de gasto cardíaco adaptada de Huang, 2019 ⁽²¹⁾

Anexo 3. Shock

Se define como el suministro y la utilización inadecuados de oxígeno a nivel celular. Se clasifica en cardiogénico, hipovolémico, distributivo y obstructivo. El objetivo de la intervención después de la monitorización hemodinámica es conseguir un aumento del gasto cardíaco para mejorar la oxigenación tisular. Un enfoque de manejo sensato sería identificar y tratar las anomalías para corregir en primer lugar cualquier alteración de la frecuencia cardíaca y el ritmo, y luego optimizar el volumen intravascular, la resistencia vascular sistémica para finalmente atender la función miocárdica y las alteraciones relacionadas con la obstrucción. La monitorización hemodinámica tiene como objetivo evaluar estos elementos y determinar la elección adecuada de tratamiento. ⁽³⁶⁾ La presencia de hipotensión arterial (PAM <65 mmHg) no es un requisito previo para el *shock*. En presencia de un cuadro clínico sugestivo, la alteración de un marcador de perfusión tisular (lactato elevado y/o saturación venosa inadecuada) sirve para definir el *shock*, acompañado o no de hipotensión arterial. ⁽²⁷⁾

<p>Cardiogénico</p> <p>Arritmias</p> <p>Síndrome coronario agudo</p> <p>Miocarditis aguda</p> <p>Cardiomiopatías</p> <p>Lesión miocárdica postraumática</p> <p>Valvulopatías descompensadas</p>	<p>Hipovolémico</p> <p>Hemorrágico</p> <p>Traumático: Abdominal, pélvico, torácico, retroperitoneal, huesos largos</p> <p>No traumático: Gastrointestinal, ruptura AAA, rotura embarazo ectópico</p> <p>No hemorrágico:</p> <p>Diarrea, vómitos, calor, ECV</p>
<p>Distributivo</p> <p><i>Shock</i> neurogénico</p> <p><i>Shock</i> anafiláctico</p> <p><i>Shock</i> séptico</p>	<p>Obstructivo</p> <p>Neumotórax hipertensivo</p> <p>Taponamiento cardíaco</p> <p>Tromboembolia pulmonar</p>

Tabla 4. Categorías de shock adaptada de Lasher, 2017. ⁽³⁶⁾

Anexo 4. Determinantes en la elección del dispositivo de monitorización hemodinámica

Institución	Tipo de institución Disponibilidad de técnicas de monitoreo
Dispositivo	Nivel de estandarización Potencial de integración en sistemas de monitoreo existentes Nivel de experiencia Invasividad Manejo Limitaciones técnicas Validez Precisión Reproducibilidad Disponibilidad de información hemodinámica adicional
Paciente	Severidad de enfermedades específicas Ritmo cardíaco Contraindicaciones Tipo de intervención Tipo de protocolo de tratamiento

Tabla 5. Elección del dispositivo para monitorización de gasto cardíaco adaptada de Alhashemi, 2011 ⁽⁶⁾

Anexo 5. Principios de la monitorización hemodinámica

Principio 1: Ninguna técnica de monitorización hemodinámica puede mejorar el resultado por sí misma. La monitorización hemodinámica sólo puede mejorar los resultados si se acompaña de la toma de decisiones adecuadas. ⁽³⁵⁾

Principio 2: El sistema de monitoreo se debe individualizar a cada paciente. ⁽³⁵⁾

Principio 3: No existen valores hemodinámicos óptimos que sean aplicables a todos los pacientes. Aunque resulta útil tener algunos objetivos para mantener metas, como mantener PAM por encima de 65 mmHg, PVC por encima de 8 mmHg, o DO₂ por encima de 600 ml/minuto/m², estos objetivos son demasiado simplistas e incluso podrían ser perjudiciales. ⁽³⁵⁾

Principio 4: Se deben integrar todas las variables. Cualquier variable por sí sola proporciona relativamente poca información. Se necesitan datos obtenidos de diferentes fuentes y múltiples factores. ⁽³⁵⁾

Principio 7: El gasto cardíaco se estima, no se mide. No se dispone de un método para evaluar directamente el gasto cardíaco, por lo que todos los valores obtenidos son estimaciones. La técnica de termodilución se considera el estándar de referencia, pero tiene sus propias limitaciones. Puede ser preferible una medición obtenida mediante una técnica menos invasiva si se obtiene fácil y rápido, incluso si es un poco menos precisa. Es importante destacar que la precisión de los valores absolutos puede ser menos importante que seguir las tendencias. ⁽³⁵⁾

Principio 8: Es importante monitorear los cambios hemodinámicos durante períodos cortos de tiempo. Monitorear los cambios agudos en el gasto cardíaco puede ser importante en pacientes con riesgo de hemorragia aguda o para evaluar la respuesta a la administración de líquidos, para separar a los pacientes respondedores de los no respondedores. ⁽³⁵⁾ La combinación de medidas de múltiples variables y sus interacciones dinámicas en respuesta al tiempo y tratamientos específicos a menudo aumenta la

sensibilidad y especificidad de estas modalidades de monitoreo para identificar procesos patológicos específicos y cuantificar si la terapia es efectiva o no. ⁽³⁵⁾

Principio 9: Es preferible la medición continua de las variables hemodinámicas. Aunque, no hay datos que demuestren la superioridad de las mediciones continuas del gasto cardíaco sobre la monitorización intermitente, ha habido una evolución global hacia una medición continua. ⁽³⁵⁾

Anexo 6. Tipos de Doppler

Doppler continuo

Se utilizan dos cristales separados, uno para transmitir y otro para recibir señales de ultrasonido. Cada una de las velocidades a lo largo de la línea de interrogación se registra, por lo que la traza aparece completa. El Doppler de onda continua (CW) puede medir velocidades muy altas, pero es incapaz de señalar de dónde provienen en la línea de exploración. Para la medición, se utiliza el borde exterior de la curva de velocidad. ⁽⁶⁶⁾

Doppler pulsado

Se utiliza un monocristal, tanto para transmitir como para recibir señales de ultrasonido. Al conocer la velocidad del ultrasonido en el tejido corporal (~ 1540 m/s), el cristal puede esperar un período de tiempo definido para que regrese la señal reflejada y, por lo tanto, interrogar un área específica. Se utiliza el borde exterior de la parte más brillante del trazado de velocidad. Un inconveniente del Doppler pulsado (PW) es que cuanto más lejos está el volumen de la muestra, más largo es el viaje de ida y vuelta que debe tomar la señal, lo que da como resultado una frecuencia de repetición de pulso más baja. Si el flujo sanguíneo que se mide es rápido, entonces las células sanguíneas se habrán movido mucho entre los pulsos y no se podrá determinar la dirección del flujo. Este fenómeno se llama *aliasing*. Esta velocidad máxima se conoce como límite de Nyquist, por encima del cual se produce el *aliasing*. ⁽⁶⁶⁾

Doppler color

Una forma de Doppler pulsado mediante la cual los monocristales emiten y reciben señales pero, en lugar de enfocarse en un solo punto, se evalúan múltiples volúmenes de muestra a lo largo de cada línea de muestreo individual. Las velocidades detectadas están codificadas por colores de modo que el azul indica las velocidades que se alejan del transductor y el rojo hacia él. ⁽⁶⁶⁾

Doppler Tisular

Se pueden interrogar las velocidades de movimiento de la pared del miocardio donde el cursor se alinea sobre la pared ventricular en lugar de dentro de una cavidad. Esto proporciona información adicional sobre la extensión y el momento del movimiento diastólico de la pared. ⁽⁶⁶⁾

Anexo 7. Evaluación del estado del volumen

La evaluación del estado del volumen es una piedra angular del tratamiento hemodinámico perioperatorio. La monitorización de las presiones de llenado, es decir, la presión venosa central y la presión de oclusión de la arteria pulmonar fueron los métodos estándar utilizados durante décadas. Sin embargo, estos parámetros estáticos basados en la presión están ahora bajo serias críticas. Se debe garantizar un estado de volumen adecuado y el mantenimiento de una función cardíaca adecuada.

Pero las limitaciones de estos parámetros ahora están bien caracterizadas. Las presiones de llenado cardíaco no permiten predecir el aumento del volumen intravascular y del gasto cardíaco. Los conceptos reales de capacidad de respuesta al volumen en la actualidad utilizan un conjunto de parámetros dinámicos que pueden predecir con precisión un aumento de GC debido a la administración de volumen. Estos parámetros los podemos obtener mediante el monitoreo de análisis de contorno de pulso y ecografía con facilidad. ^{(96) (97)(98)}

Anexo 8. Complicaciones de la colocación de catéter Swan Ganz

Hemorragia
Trombosis
Punción arterial
Arritmias
Embolia aérea
Ruptura de la arteria pulmonar
Infarto pulmonar
Neumotórax
Hemotórax
Infección

Tabla 6. *Complicaciones de la colocación de catéter Swan Ganz adaptado de Carrillo Lopez, 2010* ⁽³⁸⁾

Referencias Bibliográficas

1. Reich, D. (2011). *Monitoring in anesthesia and perioperative care* (pp. 1-6). New York, N.Y: Cambridge University Press.
2. Watson, X., & Cecconi, M. (2017). Haemodynamic monitoring in the peri-operative period: the past, the present and the future. *Anaesthesia*, 72, 7-15. doi: 10.1111/anae.13737
3. Saugel, B., Flick, M., Bendjelid, K., Critchley, L., Vistisen, S., & Scheeren, T. (2019). Journal of clinical monitoring and computing end of year summary 2018: hemodynamic monitoring and management. *Journal Of Clinical Monitoring And Computing*, 33(2), 211-222. doi: 10.1007/s10877-019-00297-w
4. Ramsingh, D., Alexander, B., & Cannesson, M. (2012). Clinical review: Does it matter which hemodynamic monitoring system is used?. *Critical Care*, 17(2), 208. doi: 10.1186/cc11814
5. Michard, F. (2016). Hemodynamic monitoring in the era of digital health. *Annals Of Intensive Care*, 6(1). doi: 10.1186/s13613-016-0119-7
6. Alhashemi, J., Cecconi, M., & Hofer, C. (2011). Cardiac output monitoring: an integrative perspective. *Critical Care*, 15(2), 214. doi: 10.1186/cc9996
7. McCormick, B. (2011). *Update in anaesthesia* (pp. 52-53). UK: World Federation of Societies of Anaesthesiologists.
8. Gouveia, V., Marcelino, P., & A. Reuter, D. (2011). The Role of Transesophageal Echocardiography in the Intraoperative Period. *Current Cardiology Reviews*, 7(3), 184-196. Doi: 10.2174/157340311798220511

9. Takala, J., Ruokonen, E., Tenhunen, J. J., Parviainen, I., & Jakob, S. M. (2011). Early non-invasive cardiac output monitoring in hemodynamically unstable intensive care patients: A multi-center randomized controlled trial. *Critical Care*, 15(3), R148. doi:10.1186/cc10273
10. Mateu Campos, M. L., Ferrándiz Sellés, A., Gruartmoner de Vera, G., Mesquida Febrer, J., Sabatier Cloarec, C., Poveda Hernández, Y., & García Nogales, X. (2012). Techniques available for hemodynamic monitoring. Advantages and limitations. *Medicina Intensiva (English Edition)*, 36(6), 434–444. Doi:10.1016/j.medine.2012.09.004
11. Argueta, E., & Paniagua, D. (2019). Thermodilution Cardiac Output. *Cardiology In Review*, 27(3), 138-144. doi: 10.1097/crd.0000000000000223
12. Middeke, M. (2016). The pioneer in hemodynamics and pulse-wave analysis, Otto Frank. *Journal Of The American Society Of Hypertension*, 10(4), 290-296. doi: 10.1016/j.jash.2016.01.022
13. Frank, O. (1899). The basic shape of the arterial pulse. First treatise: Mathematical analysis. *Journal of Molecular and Cellular Cardiology*, 22(3), 255–277. doi:10.1016/0022-2828(90)91460-o
14. Parker, K. H. (2009). A brief history of arterial wave mechanics. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(2), 111–118. doi:10.1007/s11517-009-0440-5
15. Hendy, A (2016). Pulse waveform hemodynamic monitoring devices: recent advances and the place in goal-directed therapy in cardiac surgical patients. (2016). *Romanian Journal Of Anaesthesia And Intensive Care*, 23(1). doi: 10.21454/rjaic.7518.231.wvf
16. Matew, L (2006) Paradigm Shift in Hemodynamic Monitoring. (2007). *The Internet Journal Of Anesthesiology*, 11(2). doi: 10.5580/2817

17. Swan, H., Ganz, W., Forrester, J., Marcus, H., Diamond, G., & Chonette, D. (1970). Catheterization of the Heart in Man with Use of a Flow-Directed Balloon-Tipped Catheter. *New England Journal Of Medicine*, 283(9), 447-451. doi: 10.1056/nejm197008272830902
18. Huygh, J., Peeters, Y., Bernards, J., & Malbrain, M. (2016). Hemodynamic monitoring in the critically ill: an overview of current cardiac output monitoring methods. *F1000research*, 5, 2855. doi: 10.12688/f1000research.8991.1
19. Majumdar, M. (2017). Haemodynamic Monitoring in the Intensive Care Unit. *Intensive Care*. doi: 10.5772/intechopen.68591
20. García, X., Mateu, L., Maynar, J., Mercadal, J., Ochagavía, A., & Ferrandiz, A. (2011). Estimating cardiac output. Utility in the clinical practice. Available invasive and non-invasive monitoring. *Medicina Intensiva (English Edition)*, 35(9), 552–561. doi:10.1016/j.medine.2012.01.001
21. Huang, S. (2019). Measuring cardiac output at the bedside. *Current Opinion In Critical Care*, 25(3), 266-272. doi: 10.1097/mcc.0000000000000599
22. Villavicencio, C., Leache, J., Marin, J., Oliva, I., Rodriguez, A., Bodí, M., & Soni, N. (2019). Basic critical care echocardiography training of intensivists allows reproducible and reliable measurements of cardiac output. *The Ultrasound Journal*, 11(1). doi: 10.1186/s13089-019-0120-0
23. Reuter DA, Goetz AE. Arterial pulse contour analysis: Applicability to clinical routine. In: Pinsky MR, Payen D, editors. *Functional Hemodynamic Monitoring. Update in Intensive Care and Emergency Medicine*. Vol. 42. New York: Springer-Verlag; 2005. p. 175-81. doi.org/10.1007/3-540-26900-2_13

24. Arya, V., Kobe, J., Mishra, N., Al-Moustadi, W., Nates, W., & Kumar, B. (2019). Cardiac output monitoring: Technology and choice. *Annals Of Cardiac Anaesthesia*, 22(1), 6. doi: 10.4103/aca.aca_41_18
25. Cecconi, M., De Backer, D., Antonelli, M., Beale, R., Bakker, J., Hofer, C., ... Rhodes, A. (2014). Consensus on circulatory shock and hemodynamic monitoring. Task force of the European Society of Intensive Care Medicine. *Intensive Care Medicine*, 40(12), 1795–1815. doi:10.1007/s00134-014-3525-z
26. Ayuela Azcarate, J., Clau Terré, F., Ochagavia, A., & Vicho Pereira, R. (2012). Role of echocardiography in the hemodynamic monitorization of critical patients. *Medicina Intensiva (English Edition)*, 36(3), 220-232. doi: 10.1016/j.medine.2012.05.002
27. Ochagavía, A., Baigorri, F., Mesquida, J., Ayuela, J. M., Ferrándiz, A., García, X., Gil, A. (2014). Hemodynamic monitoring in the critically patient. Recommendations of the Cardiological Intensive Care and CPR Working Group of the Spanish Society of Intensive Care and Coronary Units. *Medicina Intensiva (English Edition)*, 38(3), 154–169. doi:10.1016/j.medine.2013.10.002
28. Hamilton, M. A., Cecconi, M., & Rhodes, A. (2011). A Systematic Review and Meta-Analysis on the Use of Preemptive Hemodynamic Intervention to Improve Postoperative Outcomes in Moderate and High-Risk Surgical Patients. *Anesthesia & Analgesia*, 112(6), 1392–1402. doi:10.1213/ane.0b013e3181eeaae5
29. Kaufmann, T., Clement, R., Hiemstra, B., Vos, J., Scheeren, T., Keus, F., & van der Horst, I. (2019). Disagreement in cardiac output measurements between fourth-generation FloTrac and critical care ultrasonography in patients with circulatory shock: a prospective observational study. *Journal Of Intensive Care*, 7(1). doi: 10.1186/s40560-019-0373-5

30. Scheeren, T. W. L., & Ramsay, M. A. E. (2019). New Developments in Hemodynamic Monitoring. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 33, S67–S72. doi:10.1053/j.jvca.2019.03.043
31. Clement, R. P., Vos, J. J., & Scheeren, T. W. L. (2017). Minimally invasive cardiac output technologies in the ICU. *Current Opinion in Critical Care*, 23(4), 302–309. doi:10.1097/mcc.0000000000000417
32. Cecconi, M. (2013). Less invasive methods of advanced hemodynamic monitoring: principles, devices, and their role in the perioperative hemodynamic optimization. *Perioperative Medicine*, 2(1), 19. doi:10.1186/2047-0525-2-19
33. Pearse R, Dawson D, Fawcett J, Rhodes A, Grounds RM, Bennett ED, *et al.* Early goal-directed therapy after major surgery reduces complications and duration of hospital stay. A randomised, controlled trial [ISRCTN38797445]. *Crit Care* 2005;9:R687-93. doi:10.1186/cc3887
34. Romagnoli, S., Ricci, Z., Romano, S., Dimizio, F., Bonicolini, E., Quattrone, D., & De Gaudio, R. (2013). FloTrac/Vigileo™ (Third Generation) and MostCare®/PRAM Versus Echocardiography for Cardiac Output Estimation in Vascular Surgery. *Journal Of Cardiothoracic And Vascular Anesthesia*, 27(6), 1114-1121. doi:10.1053/j.jvca.2013.04.017
35. Vincent, J.-L., Rhodes, A., Perel, A., Martin, G. S., Rocca, G., Vallet, B., ... Singer, M. (2011). Clinical review: Update on hemodynamic monitoring - a consensus of 16. *Critical Care*, 15(4), 229. doi:10.1186/cc10291
36. Laher, A. E., Watermeyer, M. J., Buchanan, S. K., Dippenaar, N., Simo, N. C. T., Motara, F., & Moolla, M. (2017). A review of hemodynamic monitoring techniques, methods and devices for the emergency physician. *The American Journal of Emergency Medicine*, 35(9), 1335–1347. doi:10.1016/j.ajem.2017.03.036

37. Zhang, Y., Wang, Y., Shi, J., Hua, Z., & Xu, J. (2019). Cardiac output measurements via echocardiography versus thermodilution: A systematic review and meta-analysis. *PLoS ONE*, 14(10), e0222105. doi:10.1371/journal.pone.0222105
38. Carrillo López, A., Sala, M., & Salgado, A. (2010). El papel del catéter de Swan-Ganz en la actualidad. *Medicina Intensiva*, 34(3), 203-214. doi: 10.1016/j.medin.2009.05.001
39. Mayer, J., Boldt, J., Mengistu, A. M., Röhm, K. D., & Suttner, S. (2010). Goal-directed intraoperative therapy based on autocalibrated arterial pressure waveform analysis reduces hospital stay in high-risk surgical patients: a randomized, controlled trial. *Critical Care*, 14(1), R18. doi:10.1186/cc8875
40. Senn A, Button D, Zollinger A, Hofer CK (2009) Assessment of cardiac output changes using a modified FloTrac/Vigileo algorithm in cardiac surgery patients. *Crit Care* 13:R32 doi: [10.1186/cc7739](https://doi.org/10.1186/cc7739)
41. Biancofiore, G., Critchley, L. A. H., Lee, A., Yang, X., Bindi, L. M., Esposito, M., ... Filipponi, F. (2011). Evaluation of a New Software Version of the FloTrac/Vigileo (Version 3.02) and a Comparison with Previous Data in Cirrhotic Patients Undergoing Liver Transplant Surgery. *Anesthesia & Analgesia*, 1. doi:10.1213/ane.0b013e31822401b2
42. Meng, L., Phuong Tran, N., Alexander, B. S., Laning, K., Chen, G., Kain, Z. N., & Cannesson, M. (2011). The Impact of Phenylephrine, Ephedrine, and Increased Preload on Third-Generation Vigileo-FloTrac and Esophageal Doppler Cardiac Output Measurements. *Anesthesia & Analgesia*, 113(4), 751–757. doi:10.1213/ane.0b013e31822649fb

43. Monnet X, Anguel N, Jozwiak M, Richard C, Teboul JL. Third- generation FloTrac/Vigileo does not reliably track changes in cardiac output induced by norepinephrine in critically ill patients. *Br J Anaesth* 2012; 108: 615-622
44. Suehiro K, Tanaka K, Mikawa M, Uchihara Y, Matsuyama T, Matsuura T, et al. Improved performance of the fourth-generation FloTrac/Vigileo System for tracking cardiac output changes. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2015; 29: 656-662
45. Pratt B, Roteliuk L, Hatib F, Frazier J, Wallen RD (2007) Calculating arterial pressure-based cardiac output using a novel measurement and analysis method. *Biomed Instrum Technol* 41:403–411 DOI: 10.2345/0899-8205(2007)41[403:capcou]2.0.co;2
46. Hofer, C. K., Cecconi, M., Marx, G., & Rocca, G. della. (2009). Minimally invasive haemodynamic monitoring. *European Journal of Anaesthesiology*, 26(12), 996–1002. doi:10.1097/eja.0b013e3283300d55
47. Hofer C, Zollinger A . (2012). Vigileo/FloTrac. *Encyclopedia Of Intensive Care Medicine*, 2451-2454. doi: 10.1007/978-3-642-00418-6_248
48. Mayer J, Boldt J, Poland R, Peterson A, Manecke GR Jr (2009) Continuous arterial pressure waveform-based cardiac output using the FloTrac/Vigileo: a review and meta-analysis. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 23:401–406 doi: 10.1053/j.jvca.2009.03.003.
49. Jansen, J. R. C., & van den Berg, P. C. M. (2005). Cardiac Output by Thermodilution and Arterial Pulse Contour Techniques. *Functional Hemodynamic Monitoring*, 135–152. doi:10.1007/3-540-26900-2_10
50. Wuyts, F. L., Vanhuyse, V. J., Langewouters, G. J., Decraemer, W. F., Raman, E. R., & Buyle, S. (1995). Elastic properties of human aortas in relation to age and atherosclerosis: a structural model. *Physics in Medicine and Biology*, 40(10), 1577–1597. doi:10.1088/0031-9155/40/10/002

51. Camporota, L., & Beale, R. (2010). Pitfalls in haemodynamic monitoring based on the arterial pressure waveform. *Critical Care*, 14(2), 124. doi:10.1186/cc8845
52. Slagt, C., Malagon, I., & Groeneveld, A. B. J. (2014). Systematic review of uncalibrated arterial pressure waveform analysis to determine cardiac output and stroke volume variation. *British Journal of Anaesthesia*, 112(4), 626–637. doi:10.1093/bja/aet429
53. Slagt, C., Breukers, R.-M. B., & Groeneveld, A. J. (2010). Choosing patient-tailored hemodynamic monitoring. *Critical Care*, 14(2), 208. doi:10.1186/cc8849
54. Schlöglhofer, T., Gilly, H., & Schima, H. (2014). Semi-invasive measurement of cardiac output based on pulse contour: a review and analysis. *Canadian Journal Of Anesthesia/Journal Canadien D'anesthésie*, 61(5), 452-479. doi: 10.1007/s12630-014-0135-8
55. Schramm, S., Albrecht, E., Frascarolo, P., Chassot, P., & Spahn, D. (2010). Validity of an Arterial Pressure Waveform Analysis Device: Does the Puncture Site Play a Role in the Agreement With Intermittent Pulmonary Artery Catheter Thermodilution Measurements?. *Journal Of Cardiothoracic And Vascular Anesthesia*, 24(2), 250-256. doi: 10.1053/j.jvca.2009.05.029
56. Cannesson, M., Attof, Y., Rosamel, P., Joseph, P., Bastien, O., & Lehot, J. (2007). Comparison of FloTrac™ cardiac output monitoring system in patients undergoing coronary artery bypass grafting with pulmonary artery cardiac output measurements. *European Journal Of Anaesthesiology*, 24(10), 832-839. doi: 10.1017/s0265021507001056
57. Hattori, K., Maeda, T., Masubuchi, T., Yoshikawa, A., Ebuchi, K., Morishima, K., ... Ohnishi, Y. (2017). Accuracy and Trending Ability of the Fourth-Generation

FloTrac/Vigileo System in Patients With Low Cardiac Index. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 31(1), 99–104. doi:10.1053/j.jvca.2016.06.016

58. McGee, W. T., Horswell, J. L., Calderon, J., Janvier, G., Van Severen, T., Van den Berghe, G., & Kozikowski, L. (2007). Validation of a continuous, arterial pressure-based cardiac output measurement: a multicenter, prospective clinical trial. *Critical Care*, 11(5), R105. doi:10.1186/cc6125

59. Sakka, S. G., Kozieras, J., Thuemer, O., & van Hout, N. (2007). Measurement of cardiac output: a comparison between transpulmonary thermodilution and uncalibrated pulse contour analysis † ‡. *British Journal of Anaesthesia*, 99(3), 337–342. doi:10.1093/bja/aem177

60. Hofer, C. K., Senn, A., Weibel, L., & Zollinger, A. (2008). Assessment of stroke volume variation for prediction of fluid responsiveness using the modified FloTrac™ and PiCCOplus™ system. *Critical Care*, 12(3), R82. doi:10.1186/cc6933

61. Button, D., Weibel, L., Reuthebuch, O., Genoni, M., Zollinger, A., & Hofer, C. K. (2007). Clinical evaluation of the FloTrac/Vigileo™ system and two established continuous cardiac output monitoring devices in patients undergoing cardiac surgery. *British Journal of Anaesthesia*, 99(3), 329–336. doi:10.1093/bja/aem188

62. Montenij, L. J., Sonneveld, J. P., Nierich, A. P., Buhre, W. F., & De Waal, E. E. (2016). Accuracy, Precision, and Trending Ability of Uncalibrated Arterial Pressure Waveform Analysis of Cardiac Output in Patients With Impaired Left Ventricular Function: A Prospective, Observational Study. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 30(1), 115–121. doi:10.1053/j.jvca.2015.07.022

63. Schmidt, G. A., Koenig, S., & Mayo, P. H. (2012). Shock. *Chest*, 142(4), 1042–1048. doi:10.1378/chest.12-1297

64. Beaulieu, Y. (2007). Bedside echocardiography in the assessment of the critically ill. *Critical Care Medicine*, 35(Suppl), S235–S249. doi:10.1097/01.ccm.0000260673.66681.af

65. Practice Guidelines for Perioperative Transesophageal Echocardiography. (2010). *Anesthesiology*, 112(5), 1084-1096. doi: 10.1097/aln.0b013e3181c51e90

66. Harris, P., & Kuppurao, L. (2016). Quantitative Doppler echocardiography. *BJA Education*, 16(2), 46-52. doi: 10.1093/bjaceaccp/mkv015

67. Vermeiren, G., Malbrain, M., & Walpot, J. (2015). Cardiac Ultrasonography in the critical care setting: a practical approach to assess cardiac function and preload for the “non-cardiologist”. *Anestezjologia Intensywna Terapia*, 47(J), 89-104. doi: 10.5603/ait.a2015.0074

68. Kou S, Caballero L, Dulgheru R et al.: Echocardiographic reference ranges for normal cardiac chamber size: results from the NORRE study. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2014; 15: 680–690. doi: 10.1093/ehjci/jet284

69. Quiñones, M., Otto, C., Stoddard, M., Waggoner, A., & Zoghbi, W. (2002). Recommendations for quantification of Doppler echocardiography: A report from the Doppler quantification task force of the nomenclature and standards committee of the American Society of Echocardiography. *Journal Of The American Society Of Echocardiography*, 15(2), 167-184. doi: 10.1067/mje.2002.120202

70. Lang, R. M., Badano, L. P., Mor-Avi, V., Afilalo, J., Armstrong, A., Ernande, L., ... Voigt, J.-U. (2015). Recommendations for Cardiac Chamber Quantification by Echocardiography in Adults: An Update from the American Society of

Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 28(1), 1–39.e14. doi:10.1016/j.echo.2014.10.003

71. Porter, T. R., Shillcutt, S. K., Adams, M. S., Desjardins, G., Glas, K. E., Olson, J. J., & Troughton, R. W. (2015). Guidelines for the Use of Echocardiography as a Monitor for Therapeutic Intervention in Adults: A Report from the American Society of Echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 28(1), 40–56. doi:10.1016/j.echo.2014.09.009

72. Spencer, K. T., Kimura, B. J., Korcarz, C. E., Pellikka, P. A., Rahko, P. S., & Siegel, R. J. (2013). Focused Cardiac Ultrasound: Recommendations from the American Society of Echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 26(6), 567–581. doi:10.1016/j.echo.2013.04.001

73. ACCF/ASE/AHA/ASNC/HFSA/HRS/SCAI/SCCM/SCCT/SCMR 2011 Appropriate Use Criteria for Echocardiography. (2011). *Journal of the American Society of Echocardiography*, 24(3), 229–267. doi:10.1016/j.echo.2010.12.008

74. Hahn, R. T., Abraham, T., Adams, M. S., Bruce, C. J., Glas, K. E., Lang, R. M., ... Picard, M. H. (2013). Guidelines for Performing a Comprehensive Transesophageal Echocardiographic Examination: Recommendations from the American Society of Echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 26(9), 921–964. doi:10.1016/j.echo.2013.07.009

75. Jaimes, G., Mendez-Toro, A., Quintero, J., Ballesteros, E., & Soni, N. (2020). Correlation of cardiac output measurement by goal-directed echocardiography performed by intensivists vs pulmonary artery catheter. *Chest*, 158(4), A608. doi:10.1016/j.chest.2020.08.572

76. Møller-Sørensen, H., Graeser, K., Hansen, K., Zemtsovski, M., Sander, E., & Nilsson, J. (2013). Measurements of cardiac output obtained with transesophageal echocardiography and pulmonary artery thermodilution are not interchangeable. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, 58(1), 80-88. doi: 10.1111/aas.12227

77. Møller-Sørensen, H., Cordtz, J., Østergaard, M., Nilsson, J., & Hansen, K. (2015). Transesophageal Doppler reliably tracks changes in cardiac output in comparison with intermittent pulmonary artery thermodilution in cardiac surgery patients. *Journal Of Clinical Monitoring And Computing*, 31(1), 135-142. doi: 10.1007/s10877-015-9806-4

78. Gorrasi, J., Pazos, A., Florio, L., Américo, C., Lluberas, N., Parma, G., & Lluberas, R. (2019). Cardiac output measured by transthoracic echocardiography and Swan-Ganz catheter. A comparative study in mechanically ventilated patients with high positive end-expiratory pressure. *Revista Brasileira De Terapia Intensiva*, 31(4). doi: 10.5935/0103-507x.20190073

79. Wetterslev, M., Møller-Sørensen, H., Johansen, R., & Perner, A. (2016). Systematic review of cardiac output measurements by echocardiography vs. thermodilution: the techniques are not interchangeable. *Intensive Care Medicine*, 42(8), 1223-1233. doi: 10.1007/s00134-016-4258-y

80. Laupland, K., & Bands, C. (2002). Utility of esophageal Doppler as a minimally invasive hemodynamic monitor: a review. *Canadian Journal Of Anesthesia/Journal Canadien D'anesthésie*, 49(4), 393-401. doi: 10.1007/bf03017329

81. Schober, P., Loer, S. A., & Schwarte, L. A. (2009). Perioperative Hemodynamic Monitoring with Transesophageal Doppler Technology. *Anesthesia & Analgesia*, 109(2), 340–353. doi:10.1213/ane.0b013e3181aa0af3

82. Bettex, D. A., Hinselmann, V., Hellermann, J. P., Jenni, R., & Schmid, E. R. (2004). Transoesophageal echocardiography is unreliable for cardiac output assessment after cardiac surgery compared with thermodilution*. *Anaesthesia*, 59(12), 1184–1192. doi:10.1111/j.1365-2044.2004.03928.x
83. Stoddard, M. F., Prince, C. R., Ammash, N., Goad, J. L., & Vogel, R. L. (1993). Pulsed Doppler transesophageal echocardiographic determination of cardiac output in human beings: Comparison with thermodilution technique. *American Heart Journal*, 126(4), 956–962. doi:10.1016/0002-8703(93)90712-i
84. Estagnasié, P., Djedaini, K., Mier, L., Coste, F., & Dreyfuss, D. (1997). Measurement of cardiac output by transesophageal echocardiography in mechanically ventilated patients. *Intensive Care Medicine*, 23(7), 753–759. doi:10.1007/s001340050405
85. Axler, O., Megarbane, B., Lentschener, C., & Fernandez, H. (2003). Comparison of cardiac output measured with echocardiographic volumes and aortic Doppler methods during mechanical ventilation. *Intensive Care Medicine*, 29(2), 208–217. doi:10.1007/s00134-002-1582-1
86. Walsh, S. R., Tang, T., Bass, S., & Gaunt, M. E. (2007). Doppler-guided intra-operative fluid management during major abdominal surgery: systematic review and meta-analysis. *International Journal of Clinical Practice*, 62(3), 466–470. doi:10.1111/j.1742-1241.2007.01516.x
87. Tan, C., Rubenson, D., Srivastava, A., Mohan, R., Smith, M., & Billick, K. et al. (2017). Left ventricular outflow tract velocity time integral outperforms ejection fraction and Doppler-derived cardiac output for predicting outcomes in a select advanced heart failure cohort. *Cardiovascular Ultrasound*, 15(1). doi: 10.1186/s12947-017-0109-4
88. Schulmeyer, M. C. C., Santelices, E., Vega, R., & Schmied, S. (2006). Impact of Intraoperative Transesophageal Echocardiography During Noncardiac Surgery. *Journal*

of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia, 20(6), 768–771.
doi:10.1053/j.jyca.2006.05.004

89. Catena, E., & Mele, D. (2008). Role of intraoperative transesophageal echocardiography in patients undergoing noncardiac surgery. *Journal of Cardiovascular Medicine*, 9(10), 993–1003. doi:10.2459/jcm.0b013e32830bf655

90. Trent, R. J., & Rawles, J. M. (1999). Risk stratification after acute myocardial infarction by Doppler stroke distance measurement. *Heart*, 82(2), 187–191. doi:10.1136/hrt.82.2.187

91. Critchley, L. A. H., & Critchley, J. A. J. H. (1999). *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 15(2), 85–91. doi:10.1023/a:1009982611386

92. Concha, M. R., Mertz, V. F., Cortínez, L. I., González, K. A., & Butte, J. M. (2009). Pulse Contour Analysis and Transesophageal Echocardiography: A Comparison of Measurements of Cardiac Output During Laparoscopic Colon Surgery. *Anesthesia & Analgesia*, 109(1), 114–118. doi:10.1213/ane.0b013e3181a491b

93. Perez, W. J., & Perrino, A. C. (2010). Transesophageal Echocardiography Cardiac Output in FlowTrak/ Vigileo Study. *Anesthesia & Analgesia*, 110(5), 1512–1513. doi:10.1213/ane.0b013e3181d3264

94. Mercado, P., Maizel, J., Beyls, C., Titeca-Beauport, D., Joris, M., Kontar, L., ... Slama, M. (2017). Transthoracic echocardiography: an accurate and precise method for estimating cardiac output in the critically ill patient. *Critical Care*, 21(1). doi:10.1186/s13054-017-1737-7

95. Bergamaschi, V., Vignazia, G. L., Messina, A., Colombo, D., Cammarota, G., Corte, F. D., ... Navalesi, P. (2018). Transthoracic echocardiographic assessment of cardiac

output in mechanically ventilated critically ill patients by intensive care unit physicians. *Brazilian Journal of Anesthesiology (English Edition)*. doi:10.1016/j.bjane.2018.09.003

96. Yastrebov, K., Aneman, A., Schulz, L., Hamp, T., McCanny, P., Parkin, G., & Myburgh, J. (2020). Comparison of echocardiographic and invasive measures of volaemia and cardiac performance in critically ill patients. *Scientific Reports*, 10(1). doi:10.1038/s41598-020-61761-1

97. Monge García MI, Gil Cano A, Gracia Romero M. Dynamic arterial elastance to predict arterial pressure response to volume loading in preload-dependent patients. *Crit Care*. 2011;15(1):R15. DOI: 10.1186/cc9420

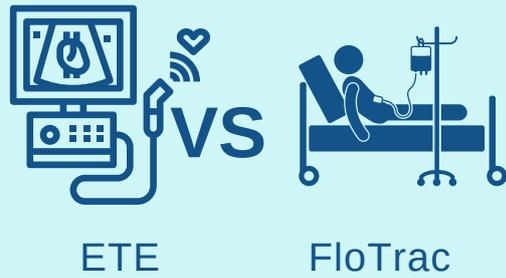
98. Peeters, Y., Bernards, J., Mekeirele, M., Hoffmann, B., De Raes, M., & Malbrain, M. (2015). Hemodynamic monitoring: To calibrate or not to calibrate? Part 1 – Calibrated techniques. *Anestezjologia Intensywna Terapia*, 47(5), 487-500. doi: 10.5603/ait.a2015.0073

Gasto Cardíaco y Monitoreo Hemodinámico

Elaborado por Dra. Francini Blanco Tencio

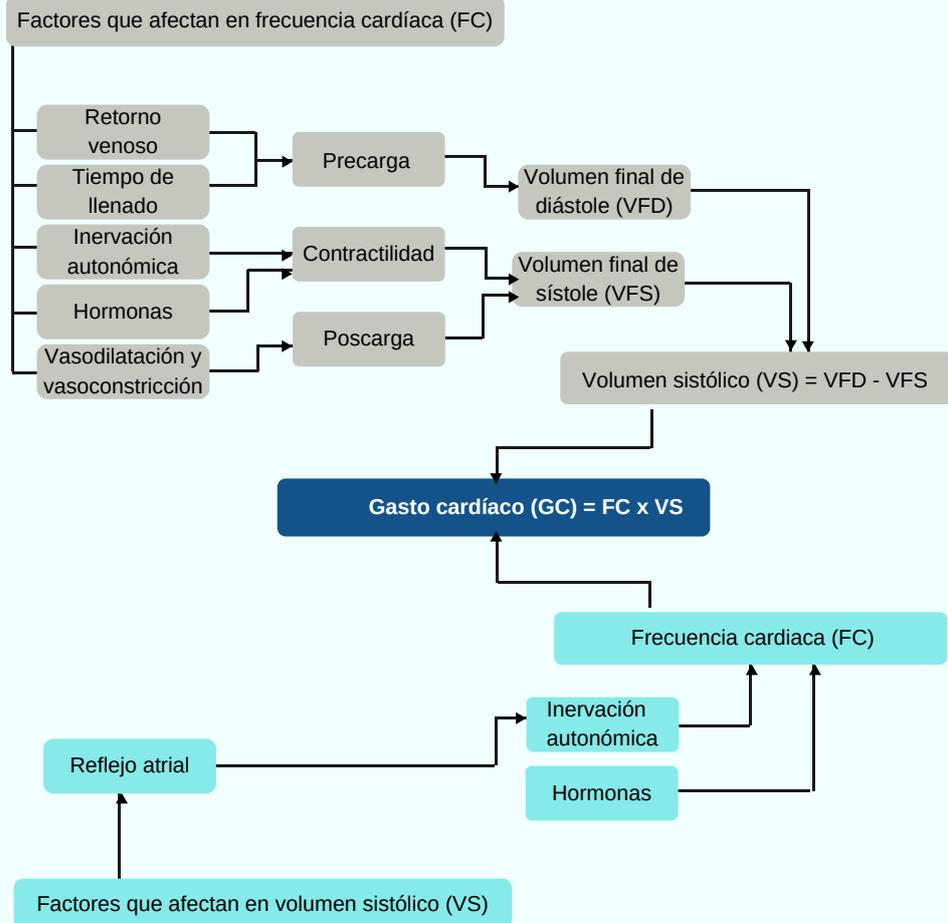
Título de tesis:

Equiparabilidad de gasto cardíaco medido por análisis de contorno de pulso comparado con ecografía transesofágica en pacientes del Hospital Calderón Guardia de Abril a Julio 2021.



Suministro de $O_2 =$ gasto cardíaco x contenido de O_2 arterial

Gasto Cardíaco



Monitoreo Hemodinámico



Importancia

- Detectar las alteraciones hemodinámicas
- Optimizar el suministro de oxígeno tisular
- Evaluar las intervenciones terapéuticas
- Valorar la expansión de volumen o efecto de los fármacos vasoactivos
- Distinguir las causas de shock
 - Tipos de shock
 - Hipovolémico
 - Cardiogénico
 - Obstrutivo
 - Distributivo

Dispositivo ideal

Características

- Mínimamente invasiva
- Continuo
- Fiable
- Reproducible
- Rentable
- Tiempo real
- Mínimos efectos secundarios
- Disponible al pie de la cama
- Cómoda para el paciente y profesional

¿Cómo elegirlo?

- De acuerdo con el paciente
- Tipo de procedimiento
- Disponibilidad y costo
- Experiencia
- De acuerdo con las contraindicaciones y limitaciones
- Si se desea mediciones continuas o seriadas