



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO



**SECRETARÍA
DE SALUD
SESEQ**

FACULTAD DE MEDICINA

**“Método de Fick Vs ecocardiografía funcional como monitoreo del gasto
cardiaco en pacientes de la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital
General San Juan del Río”**

TESIS

Que como parte de los requisitos para obtener el grado de
Especialidad en Medicina Crítica

Presenta:

Med. Esp. Daniela Cuéllar Mendoza

México 2025

La presente obra está bajo la licencia:
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.es>



CC BY-NC-ND 4.0 DEED

Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0 Internacional

Usted es libre de:

Compartir — copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato

La licenciante no puede revocar estas libertades en tanto usted siga los términos de la licencia

Bajo los siguientes términos:



Atribución — Usted debe dar [crédito de manera adecuada](#), brindar un enlace a la licencia, e [indicar si se han realizado cambios](#). Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que usted o su uso tienen el apoyo de la licenciante.



NoComercial — Usted no puede hacer uso del material con [propósitos comerciales](#).



SinDerivadas — Si [remezcla, transforma o crea a partir](#) del material, no podrá distribuir el material modificado.

No hay restricciones adicionales — No puede aplicar términos legales ni [medidas tecnológicas](#) que restrinjan legalmente a otras a hacer cualquier uso permitido por la licencia.

Avisos:

No tiene que cumplir con la licencia para elementos del material en el dominio público o cuando su uso esté permitido por una [excepción o limitación](#) aplicable.

No se dan garantías. La licencia podría no darle todos los permisos que necesita para el uso que tenga previsto. Por ejemplo, otros derechos como [publicidad, privacidad, o derechos morales](#) pueden limitar la forma en que utilice el material.



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO
FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
CURSO DE ESPECIALIZACIÓN EN MEDICINA CRÍTICA



**“Método de Fick Vs ecocardiografía funcional como monitoreo del gasto
cardiaco en pacientes de la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital
General San Juan del Río”**

TESIS

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la

Especialidad en Medicina Crítica

Presenta:

Med. Esp. Daniela Cuéllar Mendoza

Dirigido por:

Med Esp: Ernesto Deloya Tomas
Med Es. Orlando Rubén Pérez Nieto.

SINODALES

Med Esp. Ernesto Deloya Tomas
Presidente
Med Esp. Orlando Rubén Pérez Nieto
Secretario
Med Esp. Eliodoro Castro Montes
Vocal
Med Esp. Rafael Silva Olvera
Suplente
Med Esp. Ivette Mata Maqueda
Suplente

Noviembre 2025

**“Método de Fick Vs ecocardiografía funcional como monitoreo del gasto
cardiaco en pacientes de la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital
General San Juan del Río”**

RESUMEN

Antecedentes: El método de Fick indirecto mediante gasometría arterial y venosa (iFM) se utiliza comúnmente para estimar el gasto cardíaco (GC) y el índice cardíaco (IC) en entornos con recursos limitados. Sin embargo, carece de validación frente a otros métodos accesibles como la ecocardiografía transtorácica (ETT).

Objetivo: Determinar la concordancia e intercambiabilidad clínica de las mediciones de GC e IC obtenidas por ETT (prueba de referencia) y por el iFM de dos gasometrías (prueba índice) en pacientes críticos de un hospital con bajos recursos.

Métodos: Estudio transversal que incluyó pacientes en estado crítico. El GC y el IC fueron medidos por residentes de medicina intensiva mediante ETT (3 mediciones por evento-paciente) y mediante el iFM de dos gasometrías (1 por evento-paciente). La concordancia se evaluó usando la diferencia absoluta media, modelos lineales de efectos mixtos y análisis de Bland-Altman para medidas repetidas con límites de concordancia (LoA) al 95%. La precisión, el sesgo y la variabilidad se cuantificaron mediante coeficientes de variación, error y cambio mínimo significativo (LSC), con intervalos de confianza al 95% (IC95%) utilizando bootstrapping.

Resultados: Se realizaron un total de 243 mediciones en 81 momentos distintos de 52 participantes. El análisis de Bland-Altman y los modelos lineales de efectos mixtos mostraron una pobre correlación para el GC (ICC = 0.05) y el IC (ICC = -0.04). El sesgo medio entre ETT e iFM fue de -2.48 L/min (LoA 95%: -8.93 a 3.98) para el GC y de -1.53 L/min/m² (LoA 95%: -5.27 a 2.22) para el IC. El error porcentual absoluto medio del método iFM comparado con la ETT fue de 57.5% (IC95%: 45.5 a 74.6). El LSC fue de 11.9% para la ETT y de 80.4% para el iFM de dos gasometrías.

Conclusiones: El método de Fick indirecto basado en dos gasometrías muestra un desempeño deficiente en comparación con la ETT y no debería utilizarse para la toma de decisiones clínicas.

ABSTRACT

Background: The two-gasometry indirect Fick method (iFM) is commonly applied to estimate cardiac output (CO) and cardiac index (CI) in low-resource settings. Validation against other accessible methods such as transthoracic echocardiography (TTE) is lacking.

Objective: To determine agreement and clinical interchangeability of CO and CI measurements from TTE (reference test) and two-gasometry iFM (index test) in critical care patients from a low-resource hospital.

Methods: Cross-sectional study including critical patients. CO and CI were measured by intensive care medicine residents with TTE (3 per patient-event) and the two-gasometry iFM (1 per patient-event). Agreement was evaluated using mean absolute difference, linear mixed-effects models, and Bland-Altman analysis for repeated measures with 95% limits of agreement (LoA). Precision, bias, and variability were quantified with coefficients of variation, error, and least significant change (LSC), with 95% confidence intervals (95%CI) using bootstrapping.

Results: A total 243 measurements were performed across 81 time points in 52 participants. Bland-Altman analysis and linear mixed-effects models showed poor correlation for both CO (ICC = 0.05) and CI (ICC = -0.04). The mean bias between TTE and iFM was -2.48 L/min (95% LoA: -8.93 to 3.98) for CO and -1.53 L/min/m² (95% LoA: -5.27 to 2.22) for CI. The mean absolute percentage error of the two-gasometry iFM method compared to TTE was 57.5% (95%CI: 45.5 to 74.6). The LSC was 11.9% for TTE and 80.4% for two-gasometry iFM.

Conclusions: The two-gasometry indirect Fick method performs poorly compared to TTE and should not be used for clinical decision making.

DEDICATORIA

A mis padres, por su apoyo incondicional, su ejemplo de trabajo honesto y perseverante, y por enseñarme que los sueños se alcanzan con esfuerzo y dedicación.

A mi pareja, por su apoyo inquebrantable, por sostener este vínculo a pesar de la distancia y el tiempo.

A mis maestros y mentores, quienes sembraron en mí la pasión por el conocimiento y la vocación por servir. Gracias por inspirarme a investigar, cuestionar y crecer.

A mis pacientes, por recordarme cada día el verdadero sentido de esta profesión: la dignidad, el cuidado y la vida.

Y a mí misma, por no rendirme, por levantarme cada vez que caí, y por demostrarme que sí era posible.

AGRADECIMIENTOS

A mi familia, por su apoyo incondicional, por ser mi refugio y motor en cada etapa de esta travesía.

A mis profesores y maestros, por compartir generosamente su conocimiento, por sus enseñanzas que trascienden lo académico y por motivarme a seguir aprendiendo y cuestionando con rigor y curiosidad.

A mis colegas y amigos, por su acompañamiento, su apoyo emocional y por los espacios de colaboración, conversación y ánimo que hicieron más llevadero este camino.

A los pacientes, fuente de inspiración diaria, quienes me enseñan con su humanidad y resiliencia el verdadero propósito de la medicina.

A las instituciones que hicieron posible este trabajo, por brindarme los recursos, el tiempo y el espacio para desarrollarlo con responsabilidad y compromiso.

A quienes participaron en esta investigación, gracias por su generosidad, tiempo y disposición. Sin ustedes, este trabajo no habría sido posible.

Y finalmente, gracias a mí misma por la perseverancia, por continuar a pesar de las dudas, y por no perder de vista la meta.

INDICE

1. Portada.....	1-2
2. Título.....	3
3. Resumen.....	4
4. Abstract.....	5
5. Dedicatoria.....	6
6. Agradecimientos.....	7
7. Introducción.....	10-12
8. Objetivo General.....	12
8.1 Objetivos específicos.....	12
9. Hipótesis alterna.....	12
9.1 Hipótesis nula.....	13
10. Revisión de la literatura.....	13-23
11. Metodología.....	23
11.1 Diseño del estudio.....	23
11.2 Definición del universo.....	23
11.3 Tamaño de la muestra.....	23
11.4 Definición de criterios de muestra.....	24
11.5 Criterios de inclusión.....	24
11.6 Criterios de exclusión.....	24
11.7. Criterios de eliminación.....	25
12. Tabla de variables.....	26-38
13. Instrumento de recolección de datos.....	39
14. Resultados.....	40-48
15. Discusión.....	49-54

16. Conclusión.....	54
17. Referencias bibliográficas.....	55-61

INTRODUCCIÓN

La medición del gasto cardíaco (GC) se utiliza para la evaluación hemodinámica de pacientes críticamente enfermos, ya que proporciona información sobre el rendimiento cardíaco y la perfusión sistémica. La técnica de termodilución mediante un catéter de arteria pulmonar (CAP) (34) ha sido considerada el estándar de oro clínico para la medición del GC debido a su fiabilidad y capacidad de medición directa. Los CAPs se han utilizado ampliamente para el monitoreo hemodinámico en pacientes críticos; sin embargo, su uso se asocia con complicaciones importantes, como ruptura de la arteria pulmonar, arritmias, infecciones y trombosis (35), lo que ha impulsado el desarrollo de nuevas tecnologías orientadas a medir el gasto cardíaco mediante métodos menos invasivos y más seguros.

Recientemente, se han introducido en la práctica clínica dispositivos menos o mínimamente invasivos, como la ecocardiografía transtorácica (ETT), la termodilución transpulmonar (36), el análisis del contorno del pulso (37), tecnologías no calibradas como el gasto cardíaco continuo estimado (esCCO) y dispositivos basados en bio-reactancia (38). A pesar de sus ventajas tecnológicas, muchos de estos sistemas están limitados por su alto costo, la necesidad de consumibles específicos y la disponibilidad restringida en entornos con recursos limitados.

La ETT ha ganado popularidad debido a sus menores riesgos y mayor accesibilidad, además de técnicas emergentes como el principio de Fick, que ofrecen enfoques alternativos para estimar el GC, especialmente en contextos donde se prefieren métodos menos invasivos o donde no se dispone de un CAP (39). El principio de Fick calcula el GC a partir de la relación entre el consumo de oxígeno (VO_2) y la diferencia arteriovenosa de oxígeno ($AVDO_2$). De acuerdo con este principio, el gasto cardíaco se calcula utilizando la siguiente fórmula:

$$CO = \frac{VO_2}{AVDO_2}$$

El VO_2 puede medirse directamente utilizando dispositivos como un espirómetro o una bolsa de Douglas, mientras que la $AVDO_2$ se determina mediante el análisis de gases en sangre arterial y venosa. A pesar de su precisión, este método rara vez se implementa debido a desafíos como la necesidad de equipamiento especializado y su carácter demandante en términos de recursos.

Una adaptación simplificada, el método de Fick indirecto (iFM) basado en el análisis de gases en sangre de dos muestras, ha ganado aceptación en entornos con recursos limitados (40-41). Los valores se obtienen mediante análisis de gases en sangre arterial, típicamente extraída de la arteria radial, y análisis de gases en sangre venosa central, tomada de un catéter colocado cerca de la entrada de la aurícula derecha, donde el GC se calcula utilizando la siguiente fórmula:

$$CO = \frac{AVDO_2 \times 100 / CaO_2}{AVDO_2}$$

Sin embargo, un estudio observacional prospectivo realizado por Sánchez-Velázquez no encontró una correlación significativa entre el GC medido por termodilución y las fórmulas basadas en el método de Fick con dos gasometrías (42). Esto genera preocupaciones sobre la fiabilidad y los posibles errores diagnósticos del método de Fick indirecto con dos gasometrías (iFM) en pacientes críticamente enfermos.

La ecocardiografía transtorácica (ETT) ha surgido como un método confiable y accesible debido a su alta concordancia con el CAP en varios estudios. La ETT estima el GC de manera indirecta evaluando el volumen sistólico y la frecuencia cardíaca (23). Diversos estudios han demostrado una correlación adecuada entre el GC medido por ETT en comparación con la técnica de termodilución, con precisión y exactitud aceptables (20-43). Estudios realizados en América Latina (44-45) también han mostrado que la ETT y el CAP son clínicamente intercambiables en entornos con

recursos limitados. Cabe destacar que la capacitación básica en ecocardiografía ha demostrado permitir mediciones confiables de GC en comparación con el CAP (46).

Dado el carácter invasivo y demandante en recursos del método de Fick indirecto con dos gasometrías, su fiabilidad requiere una evaluación más profunda. Por lo tanto, el objetivo de este estudio es determinar la concordancia clínica e intercambiabilidad de las mediciones de GC e índice cardíaco (IC) obtenidas mediante ETT (prueba de referencia) y el iFM de dos gasometrías (prueba índice) en pacientes críticamente enfermos en un entorno con recursos limitados.

OBJETIVO GENERAL

Determinar la efectividad del Método de Fick Vs ecocardiografía funcional como monitoreo del gasto cardíaco en pacientes de la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital General San Juan del Río.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Describir a la población en estudio
2. Describir el método de Fick
3. Describir la ecocardiografía funcional
4. Describir la medición del gasto cardíaco en cada paciente mediante el método de Fick y la ecocardiografía siguiendo los protocolos y procedimientos estandarizados para cada técnica.
5. Analizar y comparar los resultados obtenidos en cada técnica, la precisión y la validez de los datos.

HIPÓTESIS ALTERNA

El monitoreo del gasto cardíaco por ecocardiografía transtorácica es más efectivo y económico que la medición de gasto cardíaco realizada por método de Fick en

pacientes de la Unidad de Terapia Intensiva del Hospital General San Juan del Río.

HIPÓTESIS NULA

No hay diferencia en efectividad y economía en el monitoreo del gasto cardiaco realizado por método de Fick Vs ecocardiografía transtorácica en pacientes de la Unidad de Terapia Intensiva del Hospital General San Juan del Río.

REVISION DE LA LITERATURA

El monitoreo hemodinámico desempeña un papel esencial en la evaluación inicial y posterior tratamiento de pacientes críticos que presentan signos de choque circulatorio (1). A pesar de la diversidad de métodos disponibles para obtener variables hemodinámicas, la evidencia actual no respalda concluyentemente la superioridad de ninguno en términos de mejora de resultados clínicos (2). Aunque la mayoría de las variables monitorizadas se enfocan en la macrocirculación, corregir estas variables no siempre se traduce en mejoras significativas en la microcirculación (2). A lo largo del tiempo, se han desarrollado diversas técnicas, métodos y dispositivos para evaluar la alteración de la microcirculación. Uno de los métodos fundamentales propuestos para calcular el gasto cardíaco fue presentado por el médico alemán Adolf Eugen Fick. Este método, conocido como el principio de Fick, calcula el gasto cardiaco a partir del consumo de oxígeno y el contenido de oxígeno en sangre arterial y venosa mixta, el cual ha sido considerada una referencia estándar (5). Dentro de otros métodos de monitoreo, la ecocardiografía puede proporcionar información importante sobre la función cardiaca, siendo una técnica de evaluación hemodinámica en donde sus principales ventajas es su carácter no invasivo y su capacidad para evaluar la estructura y la función cardiaca (4). En el marco de esta revisión, se examinará y comparará el uso y la utilidad de ambos métodos de monitoreo hemodinámico. El propósito es identificar la alternativa más eficaz y económica para la evaluación del

gasto cardíaco en pacientes críticos ingresados en unidades de cuidados intensivos hospitalarios. El objetivo primordial radica en considerar exhaustivamente las opciones disponibles, evaluando su eficiencia y coste, con el fin de determinar el método más idóneo para el monitoreo preciso del gasto cardíaco en este contexto clínico particular.

Método de Fick por 2 gasometrías

Un catéter venoso central y una línea arterial son parte del equipo que se necesita para el monitoreo mediante este método para conocer la microcirculación, a fin de tomar una gasometría venosa central y una arterial (2).

ScvO₂

La saturación venosa central de oxígeno (SvcO₂) se ha validado como un indicador aceptable de la saturación de oxígeno en la sangre venosa mixta, actuando como un reflejo del equilibrio entre el consumo de oxígeno (VO₂) y el suministro de oxígeno (DO₂) a nivel tisular (4). La medición de la SvcO₂ se realiza preferiblemente con un catéter venoso central posicionado cerca o dentro de la aurícula derecha para minimizar posibles errores de medición (6). Estudios realizados desde 2009 han abordado la influencia de la colocación del catéter venoso central en la medición precisa de la SvcO₂. Se ha observado que cuando la punta del catéter se halla a una distancia de 15 cm de la entrada de la aurícula derecha, la SvcO₂ tiende a sobreestimar la SvO₂ en un 8%. Por el contrario, al avanzar la punta del catéter hacia la aurícula derecha, la medición de la SvcO₂ mejora el estimado de la SvO₂ en un 1% (7). Por consiguiente, la ubicación inicial del catéter venoso central se convierte en un factor crítico para una precisa medición del gasto cardíaco mediante el método de Fick. Uno de los usos clínicos de la SvcO₂ es la medición del gasto cardíaco (6). En condiciones fisiológicas normales, la SvcO₂ se sitúa aproximadamente un 3% por debajo de la saturación venosa mixta de oxígeno (SvmO₂). No obstante, esta relación se invierte en estados de choque, donde la SvcO₂ puede superar a la SvmO₂ en hasta

un 8%. Esta alteración se produce debido al aumento en el consumo o extracción de oxígeno (EO₂) por parte de la porción inferior del cuerpo (2).

La saturación central de oxígeno venoso (SvcO₂) es una variable que está intrínsecamente ligada a la relación entre el consumo de oxígeno (VO₂) y el suministro de oxígeno (DO₂). Cuando el transporte de oxígeno es deficiente (VO₂ elevado/DO₂ reducido), la SvcO₂ disminuye; y viceversa. En situaciones donde el suministro de oxígeno (DO₂) disminuye, el organismo responde aumentando la extracción de oxígeno (EO₂). Sin embargo, ante una limitada capacidad compensatoria, la dependencia del consumo de oxígeno (VO₂) con respecto al suministro de oxígeno (DO₂) puede resultar en una disoxia tisular, lo que conlleva a una disminución paralela entre la SvcO₂ y la DO₂, y potencialmente a un cambio hacia el metabolismo anaeróbico (2)(6). En el contexto de una SvcO₂ baja, si se incrementa el suministro de oxígeno (DO₂), puede conducir a un aumento en el consumo de oxígeno (VO₂). Sin embargo, aunque se realicen intervenciones eficaces, la SvcO₂ puede permanecer baja. Esta situación persistirá hasta que el consumo de oxígeno (VO₂) deje de depender del suministro de oxígeno (DO₂). Es fundamental señalar que una SvcO₂ baja no es necesariamente indicativa de un aumento en el suministro de oxígeno (por ejemplo, a través de administración de líquidos intravenosos, inotrópicos, vasopresores, oxígeno o transfusiones de hemoderivados). Estas intervenciones podrían acarrear consecuencias no deseadas para los pacientes. En su lugar, la estrategia terapéutica podría incluir la reducción del consumo de oxígeno (VO₂), mediante el control del dolor, la implementación de una ventilación mecánica protectora adecuada, el manejo de la fiebre o el tratamiento de la agitación. Por tanto, es crucial personalizar las intervenciones según cada situación clínica (2). Una SvcO₂ elevada puede sugerir mejoría, pero no garantiza necesariamente un adecuado consumo de oxígeno (VO₂). En consecuencia, una SvcO₂ elevada no excluye la necesidad de intervenciones terapéuticas. En cualquier caso (baja, normal o elevada), es recomendable

complementar la evaluación de la $SvcO_2$ con el Δp_v-aCO_2 y el cociente $\Delta p_v-aCO_2/\Delta Ca-vO_2$ (2).

¿Cuáles son las situaciones en las que la medición de la $SvcO_2$ puede no proporcionar una evaluación precisa de la condición del paciente?

Al evaluar la utilidad de la $SvcO_2$ en la medición del gasto cardiaco los errores dependerán si el gasto cardiaco es alto o es bajo. Sin embargo, pequeños errores de medición en el gasto cardiaco conducen grandes errores en las estimaciones de la adecuación de la oxigenación tisular. Cuando el gasto cardiaco es alto, las mediciones mediante este método son técnicamente deficientes por método de Fick, cuando el gasto cardiaco es bajo la $SvcO_2$ no afecta sustancialmente la estimación del gasto cardiaco, por lo que esta medición funciona mal en cuadros clínicamente irrelevantes (estados de gasto cardiaco elevados) (6).

Diferencia de presión venoarterial de dióxido de carbono ($\Delta p(v-a)CO_2$)

En condiciones aeróbicas el CO_2 se produce a nivel de las mitocondrias como un subproducto de la oxidación de sustratos oxidados como proteínas, glucosa o lípidos (9). Por otro lado, en condiciones anaeróbicas, los protones (H^+) resultantes de la producción de ácido láctico y la hidrólisis de ATP puede generar CO_2 después de la amortiguación con HCO_3^- , lo que lleva a la producción del CO_2 anaeróbico (8). Una vez formado el CO_2 se difunde en el entorno circulante y la sangre capilar, para ser transportado a los pulmones para su eliminación. (9). Similar al oxígeno, la presión parcial de dióxido de carbono (PCO_2) guarda una relación con el contenido de CO_2 (CCO_2) en la sangre. A medida que la hemoglobina se satura con oxígeno, su capacidad de transporte de CO_2 disminuye, y viceversa, fenómeno conocido como efecto Haldane. Esto implica que, para una misma PCO_2 , el contenido de CO_2 es mayor cuando la saturación de oxígeno de la hemoglobina es menor. Este fenómeno permite que la PCO_2 aumente solo de manera moderada (de 40 a 46 mmHg), a pesar

de experimentar un notable incremento en el contenido de CO₂ debido a la producción tisular del mismo (9).

Como bien se ha mencionado el CCO₂ venoso de la circulación está determinado por la producción aeróbica de CO₂ en los tejidos, influenciado por la tasa metabólica, cociente respiratorio y su producción anaeróbica. La generación de CO₂ aumenta el CCO₂ venoso de la circulación, lo que implica una diferencia obligatoria entre el CCO₂ arterial y el CCO₂ venoso denominándose diferencia veno-arterial de CO₂ el cual su valor normal va de 2 a 6 mmHg (9)(11). El VCO₂ en condiciones normales no se acumula, ya que es arrastrado por el flujo sanguíneo a través de los tejidos y eliminado por los pulmones, por lo que cualquier reducción del flujo sanguíneo tisular (estancamiento) dará como resultado una acumulación de CO₂ tisular aumentando la brecha v-a CCO₂, por lo que esta brecha representa un adecuado indicador de la adecuación del gasto cardiaco y la perfusión tisular(9)(10). Como se ha mencionado previamente, el Δp v-aCO₂ se encuentra determinado por el nivel de flujo sanguíneo, donde su incremento está asociado a la reducción del flujo sanguíneo (hipoxia isquémica), y no a la hipoxia hipoxémica (hipoxia tisular) (10)(2). Al aplicar la ecuación de Fick al metabolismo del CO₂, su eliminación dependerá de la diferencia entre el contenido de CO₂ en la sangre venosa (CvCO₂) y el contenido de CO₂ en la sangre arterial (CaCO₂), multiplicado por el gasto cardiaco (CvCO₂ - CaCO₂) (GC). Es importante destacar que el GC es el principal factor determinante en los cambios del Δp v-aCO₂ (2). Diversos estudios han demostrado que durante la hipoxia hipoxémica (donde el flujo sanguíneo es normal y la presión arterial de O₂ está disminuida), el Δp v-aCO₂ es 6 mmHg (10)(12). El Δp v-aCO₂ reflejará de manera confiable las variaciones en el GC en estados no inflamatorios, como la hipovolemia, el shock obstructivo o cardiogénico, donde la principal alteración radica en el flujo sanguíneo macrocirculatorio y no en el microcirculatorio, como ocurre en el choque séptico (2).

Entre las limitaciones que podrían presentarse en la medición de esta variable tomada mediante gasometría, se incluye la obtención de la muestra en un recipiente incorrecto, la contaminación de la muestra por aire o líquido del catéter. Incluso al mitigar estas fuentes de error, persiste una imprecisión inherente al instrumento de aproximadamente ± 1 mmHg, siendo este margen de error relativamente alto en comparación con el rango normal del Δp v-aCO₂ (13)(10).

Diferencia de presión veno-arterial de CO₂ /y delta del contenido arteriovenoso de O₂ (Δp (v-a) CO₂/ ΔC (a-v) O₂).

La relación entre la cantidad de oxígeno consumido (VO₂) y el dióxido de carbono producido (VCO₂) durante el metabolismo aeróbico se conoce como cociente respiratorio (RQ = VCO₂ / VO₂), y varía según el sustrato oxidado, ya sea proteínas, glucosa o lípidos (9). Su valor normal oscila entre 0.6 y 1, dependiendo de las condiciones metabólicas y energéticas específicas de cada individuo (2)(14). De acuerdo a la ecuación de Fick en condiciones aeróbicas la producción del CO₂ (VCO₂) y el consumo de oxígeno (VO₂) y sus respectivas diferencias en el contenido arterial-venoso están relacionados con el gasto cardiaco (15). En condiciones normales y aerobicas el VCO₂ no debe superar al VO₂ siendo entonces el CR 1. (2)(15). La relación Δp (v-a)CO₂/Δ(a-v) se utiliza como sustituto del cociente respiratorio (CR = VCO₂/VO₂). Según la ecuación de Fick, el gasto cardiaco (GC) está presente tanto en el numerador como en el denominador y se elimina por esta razón, dejando la diferencia de contenido veno-arterial de CO₂ (ΔCv-aCO₂) y la diferencia de contenido arteriovenoso de O₂ (ΔCa-Vo₂) como determinantes principales, resultando en un cociente respiratorio sin necesidad del uso de calorimetría indirecta (2). Un valor de Δp (v-a)CO₂/Δ(a-v) mayor a 1 se asocia con anomalías microcirculatorias que reducen el contenido de oxígeno en los tejidos. Esto, junto con la disminución del gasto cardiaco, resulta en una menor entrega de oxígeno (DO₂), además, el aumento del CO₂ anaeróbico promueve la disoxia celular (2).

Entre las desventajas de su medición se encuentran los cambios en el CO₂ (efecto Haldane), la concentración de hemoglobina y el contenido de oxígeno en la sangre, los

cuales influyen en la medición de este parámetro a pesar de mantener una perfusión tisular conservada. Otro aspecto relevante es el punto de corte ideal para el $\Delta p (v-a)CO_2/\Delta(a-v)$, el cual no está claramente definido; sin embargo, los rangos oscilan entre 1.4 y 1.68, a lo que se suman los errores inherentes a la toma de muestras (8).

Medición de gasto cardiaco por ecocardiografía transtorácica

La ecocardiografía es una técnica de monitorización, siendo actualmente el mejor método a cabecera del paciente para evaluar repetidamente la función cardiaca, pudiendo ayudar al médico de la UCI de 3 formas: mejor caracterización de los trastornos hemodinámicos, selección de mejores opciones terapéuticas y evaluación de la respuesta de los trastornos hemodinámicos a la terapia (16)(17). Como se ha destacado previamente, la monitorización del gasto cardíaco representa una herramienta invaluable en el diagnóstico y tratamiento de pacientes en estado crítico dentro del ámbito de cuidados intensivos. Sin embargo, hasta la fecha, se han llevado a cabo escasos estudios que evalúen la concordancia entre el gasto cardíaco estimado mediante ecocardiografía transtorácica y el obtenido mediante el método de referencia, el catéter de la arteria pulmonar (PAC)(20). En este sentido, en el año 2017 se realizó un estudio observacional prospectivo en la Unidad de Cuidados Intensivos (UCI) con el objetivo específico de evaluar la precisión y exactitud de la medición del gasto cardíaco por ecocardiografía transtorácica (CO-TTE) en comparación con la medición del gasto cardíaco por catéter de la arteria pulmonar mediante termodilución intermitente (CO-PAC). Se compararon un total de 64 pares de mediciones, evidenciando una correlación significativa entre ambas mediciones ($r=0.95$; $p < 0.0001$). La precisión fue del 8% para el CO-PAC y del 9% para el CO-TTE.

Además, se analizaron 26 pares de mediciones para el cambio en el gasto cardíaco (ΔCO), revelando una relación significativa entre ambas mediciones ($r=0.92$; $p < 0.0001$) con una concordancia del 94%. Al emplear el CO-TTE para detectar un aumento en ΔCO -PAC superior al 10%, el área bajo la curva de la característica operativa de

recepción fue de 0.82 (IC del 95%) ($p < 0.001$). Un $\Delta\text{CO-TTE}$ superior al 8% mostró una sensibilidad del 88% y una especificidad del 66% para detectar un $\Delta\text{CO-PAC}$ superior al 10%.

En consecuencia, se concluye que el método de ecocardiografía transtorácica (CO TTE) demuestra ser tanto exacto como preciso en la estimación del gasto cardíaco y en la detección de variaciones en el mismo (20). Entre sus principales atributos, destacan dos ventajas fundamentales: su carácter no invasivo y su capacidad superior para evaluar la función cardíaca en comparación con otros métodos disponibles. No obstante, presenta la limitación de depender en gran medida de la destreza del operador, lo cual implica un periodo de formación necesario para adquirir la habilidad suficiente, especialmente en el tratamiento de enfermedades cardíacas complejas, particularmente cuando se emplea el enfoque transesofágico (17). Sin embargo, la adquisición de competencias básicas en ecocardiografía transtorácica para cuidados críticos demanda únicamente un periodo de formación limitado. De acuerdo con la Declaración Internacional de Expertos sobre los Estándares de Formación para Ecocardiografía en Cuidados Críticos, se sugiere que la meta de entrenamiento razonable para alcanzar la competencia en la adquisición de imágenes sea de 30 estudios ecocardiográficos transtorácicos supervisados (18)(19).

¿Cuáles son las mediciones necesarias para calcular el gasto cardíaco mediante ecocardiografía transtorácica?

La fracción de eyección (FEVI) del ventrículo izquierdo (VI), definida como la fracción del volumen sistólico y volumen telediastólico, es la medida ecocardiográfica de la función sistólica más validada y comúnmente utilizada (20) (21).

Tradicionalmente, el cálculo de la fracción de eyección del ventrículo izquierdo (FEVI) se ha basado en mediciones obtenidas a través de métodos lineales utilizando metodologías en 2D y 3D centradas en la evaluación volumétrica. Tanto la Asociación Europea de Imagenología Cardiovascular (EACVI) como la Sociedad Americana de Ecocardiografía (ASE) recomiendan la evaluación de la FEVI en 2D mediante el método

de discos de Simpson modificado. Este método implica la obtención de los volúmenes del ventrículo izquierdo a partir de vistas ecocardiográficas apicales de 4 y 2 cámaras. Alternativamente, cuando esté disponible, se sugiere emplear la adquisición de volumen completo en 3D para una evaluación más exhaustiva (22). La medición del gasto cardiaco resulta como el producto del volumen sistólico (VS) y la frecuencia cardiaca (FC). El volumen sistólico se obtiene del producto del área de la sección transversal del tracto de salida del VI (TSVI) o VTI (velocidad integral tiempo medida en cm). El área de sección transversal (CSA) del TSVI se deriva del diámetro del TSVI mediante la fórmula πr^2 [$3.1416 \times (LVOTd/2)^2$] o su equivalente $(LVOTd)^2 \times 0.785$ (23).

El TSVI se adquiere desde la vista del eje largo paraesternal, en un marco mesosistólico, medido desde el borde interno del TSVI o entre el sitio de inserción de las valvas aórticas derecha y no coronaria (24)(25).

El VTI del TSVI se obtiene trazando la envolvente del espectro Doppler del flujo sistólico del TSVI desde la vista apical de 5 o 3 cámaras utilizando la onda de Doppler pulsado (PWD) con el volumen de muestra colocando dentro del TSVI aproximadamente a 1 cm de distancia de la válvula aórtica (24). Se considera un VTI óptimo cuando la alineación del volumen de muestra de PWD es paralela al flujo subaórtico y se obtiene un ensanchamiento espectral mínimo (26). El producto del volumen sistólico y la frecuencia cardiaca (FC), producirá el CO (en L/min) (23).

Limitantes con el cálculo del VS y el GC, así como relación con el VTI.

En la fórmula empleada para calcular el índice de área de sección transversal del ventrículo izquierdo (TSVI CSA), cualquier discrepancia en la medición del TSVI se magnificará exponencialmente, generando posibles errores significativos en la determinación del volumen sistólico (SV). Dado que el TSVI, junto con el área de sección transversal del TSVI (CSA del TSVI), se consideran esencialmente constantes, no es imperativo repetir su medición con regularidad. Se sugiere realizar esta medición únicamente al inicio del estudio, utilizando el mismo valor de CSA del TSVI para

cálculos sucesivos del volumen sistólico (VS) y el gasto cardíaco (CO) (24)(25). Como se ha señalado anteriormente, dado que el área de sección transversal (CSA) permanece constante, cualquier modificación en el volumen sistólico (SV) debe atribuirse a cambios en la velocidad del tiempo de integración (VTI) del ventrículo izquierdo, mientras que variaciones en el gasto cardíaco (GC) se derivan principalmente de alteraciones en el VTI del ventrículo izquierdo y, además, en la frecuencia cardíaca (FC) (23) (24) (25). Al eliminar el CSA en la fórmula del GC, la utilización del VTI facilita la evaluación secuencial de cambios en el volumen sistólico, mientras que la tasa por minuto, obtenida al multiplicar el VTI por la FC, resulta útil para examinar las variaciones secuenciales en el gasto cardíaco (especialmente útil cuando la FC varía considerablemente en relación con la medición previa del VTI del ventrículo izquierdo) (23) (24) (25).

Limitaciones del VTI

La medición del tiempo de velocidad de integración (VTI) del ventrículo izquierdo puede no ser precisa para estimar el volumen sistólico (SV) o el gasto cardíaco (CO) en casos de insuficiencia aórtica (RA) moderada a grave y/o obstrucción subaórtica (OTOVI, fija y/o dinámica) (27). La presencia de obstrucción dinámica en la salida del ventrículo izquierdo, por otro lado, puede ser observada en condiciones como hipovolemia extrema, hipertrofia asimétrica del tabique ventricular izquierdo (especialmente con una precarga baja y una alta estimulación inotrópica), infartos de miocardio anteriores con segmentos basales hiperdinámicos compensatorios del tabique interventricular, así como en el síndrome de Takotsubo. Estas condiciones pueden resultar en velocidades de VTI más altas (27) (28).

La precisión en la determinación del tiempo de velocidad de integración (VTI) puede verse afectada por la presencia de arritmias, particularmente la fibrilación auricular y extrasístoles frecuentes, dado que los distintos tiempos de llenado generan variaciones en el VTI de latido a latido. En estas circunstancias, se sugiere calcular un

promedio de al menos cinco mediciones de VTI para obtener un valor más preciso y representativo (29).

Confiabilidad

En cuanto a la confiabilidad, si las respuestas fisiológicas esperadas oscilan entre incrementos de al menos 15% en VTI después de una intervención, la variabilidad intra e interobservador para la medición de VTI debe ser menor que estos valores; de lo contrario, el margen de error puede exceder la respuesta fisiológica del paciente. . Con respecto a este punto, las variabilidades intra e interobservador reportadas son bajas entre los estudios (oscilando entre 3 y 8%) (30)(31)(32). Todos estos datos indican que el TSVI VTI es un parámetro factible y confiable para evaluar pacientes con compromiso hemodinámico en UCI o emergencia (23).

METODOLOGÍA

Diseño del Estudio

Este fue un estudio transversal realizado en el servicio de Unidad de Cuidados Intensivos para Adultos del Hospital General de San Juan del Río (Querétaro, México) durante el periodo de junio de 2021 a diciembre de 2023.

Definición del universo

El universo se incluirá en el presente estudio a pacientes adultos entre 18 y 80 años que ingresen en la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital San Juan del Río, quienes cuenten con adecuada ventana cardíaca para realizar ecocardiografía, así como colocación de catéter venoso central, quienes autoricen la realización de toma de 2 gasometrías y la no alteración de la prueba de Allen para realización de dicha muestra.

Tamaño de la muestra

El tamaño de muestra calculado fue de 67 participantes elegibles estimando con una confianza del 95% y una potencia del 80%. Los cálculos fueron realizados con el

software G*Power versión 3.1.9.7 La fórmula que se usó fue la siguiente: (Referencia: Argimon-Pallas JM, Metodología de investigación clínica y epidemiológica. 5ta edición, Elsevier. 2015.)

$$N = \left[\frac{(Z\alpha + Z\beta)}{0.5 \ln [(1+r)/(1-r)]} \right]^2 + 3$$

Donde:

N: Número de sujetos necesarios

Z α : valor de Z correspondiente al riesgo α fijado como 1.96

Z β : valor de Z correspondiente al riesgo β fijado como 0.67

ln: Logaritmo natural

r: Valor del coeficiente de correlación que se espera exista entre las variables cuantitativas fijado como 0.3

Definición de los criterios de muestra

Criterios de Inclusión

- Pacientes que ingresen a la Unidad Terapia Intensiva del Hospital General San Juan del Río y que acepten a través de su firma del consentimiento informado, así como autorización del familiar responsable en caso de que el paciente no esté en condiciones para firmar el consentimiento.
- De ambos sexos
- Mayores de 18 años
- Menores de 80 años
- Que presenten adecuada ventana para realización de rastreo ultrasonográfico
- Que presenten colocación previa de catéter venoso central

- Que cuenten con prueba de Allen negativa

Criterios de Exclusión

- Pacientes ingresados en la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital General de San Juan del Río
- De ambos sexos
- Mayores de 18 años
- Menores de 80 años
- Pacientes sin una ventana acústica adecuada para la exploración ecográfica
- Pacientes sin colocación previa de un catéter venoso central
- Pacientes con prueba de Allen positiva
- Pacientes que no requieran toma de gases en sangre durante su estancia en la Unidad de Cuidados Intensivos

Criterios de eliminación

- Pacientes con enfermedades o condiciones graves que puedan afectar la precisión de las mediciones, como insuficiencia arterial o valvulopatías severas
- Pacientes que presenten arritmias cardíacas no controladas durante la medición del gasto cardíaco o con diagnóstico previo de valvulopatía
- Pacientes embarazadas, ya que el embarazo puede influir en las mediciones y en la interpretación de los resultados.

TABLA DE VARIABLES

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variables	Escala de medición	Unidad de medida
Edad	<i>Tiempo de vida de una persona desde su nacimiento hasta un momento determinado</i>	Tiempo de vida de una persona al momento de aplicar los instrumentos	Cuantitativa	Razón	En años
Género	<i>Conjunto de caracteres que diferencian al hombre de la mujer que hacen referencia al género</i>	Femenino Masculino	Cualitativa	Dicotómica Categorica	Femenino Masculino
Peso	<i>Característica de los pacientes en cuanto a kilogramos de peso consignado en el expediente médico</i>	kilogramos	cuantitativa	Continua	Kilogramos
Talla	<i>Longitud del individuo consignado en el expediente médico</i>	Metros	Cuantitativa	Continua	Metros
Superficie corporal	<i>Medida de extensión de la superficie externa del cuerpo humano</i>	Metros cuadrados	Cuantitativa	Continua	Metros cuadrados
Diagnostico	<i>Identificación y</i>	Historial clínico,	Cualitativa	Nominal	Nominal

	<i>clasificación de una enfermedad, trastorno o condición médica en un individuo basado en la evaluación clínica, pruebas médicas y síntomas presentes</i>	exámenes médicos específicos , interpretación de pruebas			Nombres de enfermedades o condiciones médicas
Comorbilidades	<i>Presencia de una o más enfermedades o condiciones médicas adicionales en un individuo que ya tiene una enfermedad o trastorno primario</i>	Historia clínica del paciente Identificación de cualquier enfermedad o condición médica adicional	Cualitativa	Nominal	Nominal Nombres de enfermedades o condiciones médicas
TAM	<i>Presión promedio de las arterias durante un ciclo completo de latido cardiaco</i>	PAM= Presión arterial diastólica (PAD) +1/3 x (Presión Arterial Sistólica (PAS)- PAD)	Cuantitativa	Continua De intervalo	mmHg milímetros de mercurio
FC	<i>Número de latidos cardiacos que ocurren en un minuto</i>	Latidos cardiacos por minuto (LPM)	Cuantitativa	Discreta	Latidos por minuto (LPM)

Vasopresor	<i>Medicamentos que tienen la capacidad de aumentar la presión arterial al vasoconstrinir los vasos sanguíneos</i>	Se registra como una medida categórica que indica si un paciente ha recibido o no un vasopresor durante un período de tiempo especificado.	Categoría nominal,	Nominal	Es la categoría misma, que puede ser "Sí" (indicando la administración de un vasopresor) o "No" (indicando la no administración de un vasopresor)
Inotrópico	<i>Medicamento utilizado en medicina que afecta la fuerza de contracción del músculo cardíaco</i>	Se registra como una medida categórica que indica si un paciente ha recibido o no un inotrópico durante un período de tiempo especificado.	Categoría nominal	Nominal	La unidad de medida es la categoría misma, que puede ser "Sí" (indicando la administración de un inotrópico) o "No" (indicando la no administración de un inotrópico)
Hemoglobina	<i>Proteína presente en los glóbulos rojos de la sangre que es responsable de transportar oxígeno desde los pulmones hacia los tejidos del cuerpo y</i>	Representa la concentración de hemoglobina en la sangre de un paciente en un momento dado.	cuantitativa	Continua de intervalo	Gramos por decilitro (G/dL)

	<i>llevar dióxido de carbono de vuelta a los pulmones para su eliminación.</i>				
Lactato	<i>Sustancia química producida en el cuerpo como resultado de procesos metabólicos</i>	Concentración de lactato en la sangre de un paciente en un momento dado	cuantitativa	Continua	Milimoles/litro (mmol/l)
FIO2	<i>Proporción o concentración del gas oxígeno que se administra o se encuentra en el aire inhalado por un paciente durante la ventilación mecánica o la administración de oxígeno suplementario.</i>	Representa la proporción de oxígeno en la mezcla de gases inhalada por el paciente en un momento específico.	Cuantitativa continua	Ratio	Valor decimal sin unidad
pH	<i>Indica el nivel de acidez o alcalinidad de una solución líquida, en este caso, de la sangre del paciente.</i>	Representa el nivel de acidez o alcalinidad de la sangre de un paciente en un momento específico.	Cuantitativa continua	Intervalo	Es el propio valor de pH

HCO₃	<i>Concentración de iones bicarbonato en el suero o plasma sanguíneo de un paciente.</i>	Representa la concentración de iones bicarbonato en la sangre de un paciente en un momento específico.	Cuantitativa, continua	Ratio	Miliequivalente por litro mEq/L o el milimol por litro (mmol/L)
Base	<i>Medida que indica la cantidad de base (generalmente bicarbonato, HCO₃⁻) que se necesita agregar a la sangre para que alcance un pH normal y alcance un equilibrio ácido-base.</i>	Representa la cantidad de base (generalmente bicarbonato) que se necesita agregar a una muestra de sangre ácida para restaurar un pH normal (generalmente alrededor de 7.4)	Cuantitativa, continua	Ratio	Miliequivalente por litro (mEq/L) o el milimol por litro (mmol/L)
PaO₂	<i>Medida de la presión parcial de oxígeno disuelto en la sangre arterial.</i>	Representa la presión parcial de oxígeno en la sangre arterial de un paciente en un momento específico.	Cuantitativa continua	Ratio	Milímetros de mercurio (mmHg)
PaCO₂	<i>Medida de la presión parcial de dióxido de carbono</i>	Representa la presión parcial de dióxido de carbono en	Cuantitativa continua	Ratio	Milímetros de mercurio (mmHg)

	<i>(CO₂) disuelto en la sangre arterial.</i>	la sangre arterial de un paciente en un momento específico.			
SaO₂	<i>Medida de la cantidad de hemoglobina en la sangre arterial que está saturada con oxígeno en relación con la capacidad máxima de saturación de oxígeno de la hemoglobina</i>	Valor porcentual que representa la proporción de hemoglobina saturada con oxígeno en la sangre arterial de un paciente en un momento específico.	Cuantitativa continua	Porcentual	Porcentaje (%)
PvO₂	<i>Medida de la presión parcial de oxígeno (O₂) en la sangre venosa, específicamente en la sangre que retorna al corazón a través de las venas.</i>	Representa la presión parcial de oxígeno en la sangre venosa de un paciente en un momento específico.	Cuantitativa, continua	Ratio	Milímetros de mercurio (mmHg)
PvCO₂	<i>Representa la cantidad de CO₂ disuelto en la sangre venosa y puede utilizarse como indicador del</i>	Representa la presión parcial de CO ₂ en la sangre venosa de un paciente en un momento específico	Cuantitativa, continua	Razón	Milímetros de mercurio (mmHg)

	<i>equilibrio ácido-base y la función respiratoria del paciente.</i>				
SvCO2	<i>Medida que indica el porcentaje de saturación de dióxido de carbono (CO2) en la sangre venosa que retorna al corazón a través de las venas.</i>	Representa la proporción de CO2 disuelto en la sangre venosa con respecto a la capacidad máxima de transporte de CO2 en la sangre venosa.	Cuantitativa, continua	Porcentual	Porcentaje (%)
PAO2	<i>Medida que indica la presión parcial de oxígeno (O2) en los alvéolos pulmonares, las pequeñas estructuras de los pulmones donde ocurre el intercambio gaseoso entre el aire inhalado y la sangre.</i>	Refleja la concentración de oxígeno disponible en los alvéolos para ser transportado a la sangre	Cuantitativa, continua	Razón	Milímetros de mercurio (mmHg)
CcO2	<i>Medida que indica la cantidad de oxígeno (O2) presente en la sangre</i>	Representa la concentración de O2 en la sangre que	Cuantitativa, continua	Razón	Mililitro por decilitro (mL/dL)

	<i>arterial por unidad de volumen y refleja la capacidad de la sangre para transportar oxígeno a los tejidos.</i>	está disponible para ser entregada a las células y tejidos del cuerpo.			
CaO₂	<i>Medida que indica la cantidad total de oxígeno (O₂) transportado por cada 100 mililitros de sangre arterial y refleja la capacidad de la sangre para llevar O₂ a los tejidos.</i>	Representa la suma de O ₂ disuelto y O ₂ unido a la hemoglobina en la sangre arterial.	Cuantitativa, continua	Razón	Mililitro por decilitro (mL/dL)
CvO₂	<i>Medida que indica la cantidad total de oxígeno (O₂) transportado por cada 100 mililitros de sangre venosa y refleja la cantidad de O₂ que ha sido extraído por los tejidos y devuelto a la sangre venosa.</i>	Representa la suma de O ₂ disuelto y O ₂ unido a la hemoglobina en la sangre venosa.	Cuantitativa, continua	Razón	Mililitro por decilitro (mL/dL)

DAVO2	<i>Medida que representa la diferencia en la concentración de oxígeno (O2) entre la sangre arterial y la sangre venosa, reflejando la cantidad de O2 extraído por los tejidos en su paso a través del sistema circulatorio.</i>	Indicador de la capacidad de los tejidos para extraer y utilizar el O2.	Cuantitativa, continua	Razón	Mililitro por decilitro (mL/dL)
ExO2	<i>Indicador que representa la proporción de oxígeno (O2) transportado por la sangre arterial que es extraído y utilizado por los tejidos en su paso a través del sistema circulatorio</i>	Indica la eficiencia con la que los tejidos capturan el O2 de la sangre arterial. Se calcula utilizando la fórmula: $CaO_2 = (1.34 \times Hb \times SaO_2) + (0.0031 \times PaO_2)$	Cuantitativa, continua	Razón	Relación adimensional, sin unidades específicas.
GC	Medida que indica la cantidad de sangre que el corazón bombea por minuto (en litros) para distribuir oxígeno y	Indicador crucial de la función cardíaca y la perfusión tisular.	Cuantitativa, continua	Razón	Litro por minuto (L/min)

	nutrientes a los tejidos del cuerpo.				
IC	<i>Medida que expresa el gasto cardíaco (GC) por minuto ajustado al tamaño corporal del individuo.</i>	La fórmula para calcular el Índice Cardíaco es la siguiente: Índice Cardíaco (IC) = GC / SC	Cuantitativa, continua	Razón	Litro por minuto (L/min/m ²)
DTSVI	<i>Medida que describe el tamaño del conducto a través del cual la sangre sale del ventrículo izquierdo del corazón hacia la arteria principal (aorta).</i>	La medida se realiza en milímetros (mm).	Cuantitativa, continua	Razón	Milímetro (mm)
ATSVI	<i>Abertura o área a través de la cual la sangre es eyectada desde el ventrículo izquierdo del corazón hacia la arteria principal (aorta).</i>	La medida se realiza en centímetros cuadrados (cm ²).	Cuantitativa, continua	Razón	Centímetro cuadrado (cm ²)
ITV	<i>Longitud de la columna de sangre que pasa por</i>	La unidad de medida depende de la	Cuantitativa, continua	Puede ser una escala de razón	Metros, kilómetros, u otras unidades de

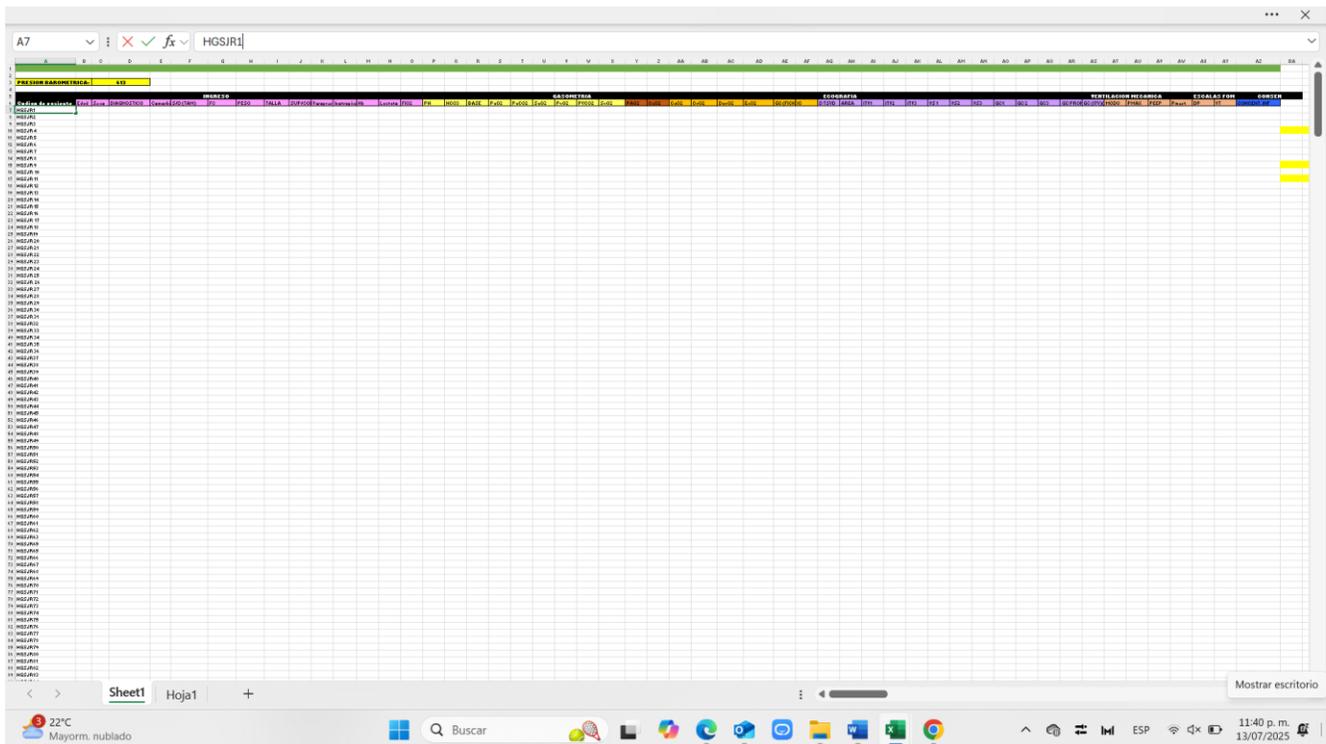
	<i>el punto insonando en un latido</i>	unidad de velocidad (por ejemplo, metros por segundo) multiplicada por la unidad de tiempo (por ejemplo, segundos), lo que puede dar lugar a unidades como metros o kilómetros.		si se utiliza tiempo en segundos y velocidad en metros por segundo	longitud o desplazamiento.
Modo ventilatorio	<i>Conjunto de parámetros y configuraciones utilizados en la ventilación mecánica para proporcionar soporte respiratorio a pacientes que requieren asistencia para la respiración.</i>	El modo ventilatorio se registra según la configuración seleccionada en el ventilador.	Categoría, nominal	Nominal	No aplica al ser una variable categórica.
Pmax	<i>Valor más alto de presión alcanzado en el sistema de ventilación mecánica durante el ciclo</i>	Se mide en centímetros de agua (cmH ₂ O) y se registra como el valor numérico más alto alcanzado	Cuantitativa continua	Intervalo	Centímetros de agua (cmH ₂ O)

	<i>respiratorio de un paciente.</i>	durante un ciclo respiratorio en el sistema de ventilación mecánica			
PEEP	<i>Medida de la presión positiva que se mantiene en las vías respiratorias al final de la espiración durante la ventilación mecánica</i>	La "PEEP" se mide en centímetros de agua (cmH ₂ O) y se registra como la presión mantenida en las vías respiratorias al final de la espiración durante la ventilación mecánica.	Cuantitativa, continua	intervalo	Centímetros de agua (cmH ₂ O)
Pmes	<i>Medida que representa la presión estática en el sistema respiratorio durante un ciclo de ventilación mecánica</i>	La "Presión Meseta" se mide en centímetros de agua (cmH ₂ O) y se registra como la presión en las vías respiratorias cuando la inspiración se ha completado y se detiene antes de la espiración	cuantitativa continua	Intervalo	Centímetros de agua (cmH ₂ O)
Driving Pressure	<i>Presión de Conducción es una</i>	Representa la presión efectiva	Cuantitativa, continua	Intervalo	Centímetros de agua cmH ₂ O

	<i>medida que indica la diferencia entre la presión alveolar (presión en los alvéolos pulmonares) y la presión esofágica (presión en el esófago) durante la ventilación mecánica.</i>	que se aplica a los pulmones para expandirlos durante la respiración y se mide en centímetros de agua (cmH ₂ O).			
VT	<i>Cantidad de aire que se inhala o exhala en cada ciclo respiratorio durante la ventilación mecánica o la respiración espontánea.</i>	Se registra la cantidad de aire que se mueve durante una sola inspiración o espiración completa.	Cuantitativa, continua	Intervalo	Mililitros o litros (ml ó L)

INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Para la recolección y organización de los datos, se empleó una plantilla estandarizada en Microsoft Excel, que permitió el registro ordenado y preciso de las mediciones y características clínicas de los participantes.



RESULTADOS

Características descriptivas de los participantes

Se realizaron un total de 243 mediciones de gasto cardíaco mediante ecocardiografía transtorácica en 81 momentos diferentes, correspondientes a un total de 52 participantes únicos. El número de momentos evaluados por paciente fue: 1 (n = 37), 2 (n = 8), 3 (n = 5), 4 (n = 1) y 9 (n = 1). El resumen de las características de los participantes se muestra en la **Tabla 1**.

Estado clínico de los pacientes al momento de la medición

Del total de mediciones realizadas, 31 (38.3%) se efectuaron mientras el paciente se encontraba bajo el uso de vasopresores. El número de mediciones realizadas mientras el paciente recibía inotrópicos fue de 3 (3.7%). Un total de 5 y 1 participantes presentaron cambios en el uso de vasopresores e inotrópicos, respectivamente, entre los distintos momentos de medición repetida. La presión arterial media fue de 83.6 mmHg (DE: 11.5); la frecuencia cardíaca, 94.7 lpm (DE: 19.7); y la FiO₂ mediana, 0.33 (RIC: 0.28 - 0.4). Un resumen del análisis de gases en sangre se muestra en la **Tabla 2**.

El modo ventilatorio al momento de la medición fue: sin ventilación mecánica (n = 32, 39.5%), mascarilla con reservorio (n = 2, 2.5%), cánula nasal de alto flujo (n = 5, 6.2%), y ventilación mecánica invasiva (VMI) en modo espontáneo (n = 5, 6.2%), CPAP|PS (n = 20, 24.7%) y ACV (n = 17, 21.0%). En los participantes bajo VMI (CPAP|PS o ACV), el valor mediano de PEEP fue de 5 cmH₂O (RIC: 5 - 5.5); FiO₂, 0.38 (RIC: 0.3 - 0.47); Pmax, 22 cmH₂O (RIC: 19.75 - 25); y volumen corriente (Vt) promedio de 377.9 mL (DE: 109). En aquellos en modo ACV, la presión meseta (Pmes) y la presión de distensión (DP) medianas fueron de 22 cmH₂O (RIC: 16 - 23) y 14 cmH₂O (RIC: 12 - 17), respectivamente.

Gasto cardíaco con los métodos ETT y Fick

El gasto cardíaco medio obtenido con el método de ecocardiografía transtorácica (ETT) fue de 6.26 L/min (IC95%: 5.73 a 6.81), y con el método de Fick fue de 7.62 L/min (IC95%: 7.14 a 8.18). La correlación entre ambos métodos fue $\rho = 0.06$ (IC95%: -0.17 a 0.27, $p = 0.626$) e ICC = 0.05 (IC95%: -0.14 a 0.324). En el modelo lineal mixto, por cada unidad de cambio en el gasto cardíaco medio medido por ETT, el cambio estimado en el GC por Fick fue de -0.004 L/min (IC95%: -0.191 a 0.18).

La diferencia absoluta media en el GC entre ETT y Fick fue de 2.76 L/min (IC95%: 2 a 3.5). El coeficiente de variación para una medición individual fue de 39.5% para ETT y 31.44% para Fick. El CV medio de ETT para las mediciones repetidas por paciente fue de 7.3% (IC95%: 6.2 a 8.7) y el error estándar (CE) fue de 4.2% (IC95%: 3.6 a 5), lo que corresponde a una precisión del 8.4% (IC95%: 7.2 a 10.1). El error porcentual absoluto medio (MAPE) del método de Fick en comparación con ETT fue de 57.5% (IC95%: 45.5 a 74.6). La precisión del método de Fick fue de 56.84% (IC95%: 44.34 a 74.22). El cambio mínimo significativo (LSC) fue de 11.9% (IC95%: 10.1 a 14.3) para ETT y de 80.4% (IC95%: 62.7 a 105) para el método de Fick.

El análisis de Bland-Altman para el modelo de medidas repetidas, con efectos aleatorios para la varianza entre sujetos (**Figura 1A**) y dentro de sujetos (**Figura 1B**), muestra que la diferencia media (sesgo sistemático) entre el GC por ETT y por Fick fue de -2.48 L/min (IC95%: -3.82 a -1.14, $p < 0.001$), con límites de concordancia al 95% de -8.93 a 3.98 L/min en este último modelo.

Índice cardíaco con los métodos ETT y Fick

El índice cardíaco medio fue de 3.47 L/min/m² con el método de ecocardiografía transtorácica (ETT) y de 4.33 L/min/m² (IC95%: 4.04 a 4.67) con el método de Fick. La correlación entre ambos fue $\rho = -0.04$ (IC95%: -0.22 a 0.15, $p = 0.637$) y el coeficiente de correlación intraclase (ICC) fue de -0.04 (IC95%: -0.59 a 0.26). Por cada unidad de aumento en el IC medio medido por ETT, el cambio estimado en el IC por Fick fue de -0.016 L/min/m² (IC95%: -0.247 a 0.206).

La diferencia absoluta media entre los valores de IC obtenidos por ETT y por Fick fue de 1.59 L/min/m² (IC95%: 1.2 a 2). El coeficiente de variación (CV) para una medición individual del IC fue de 35% para ETT y 33.52% para Fick. Para las mediciones repetidas por paciente con ETT, el CV fue de 7.3% (IC95%: 6.2 a 8.7) y el error estándar (CE) fue de 4.2% (IC95%: 3.6 a 5), lo que corresponde a una precisión del 8.4% (IC95%: 7.2 a 10.1). El error porcentual absoluto medio (MAPE) del método de Fick en comparación con ETT fue de 57.5% (IC95%: 45.5 a 74.6). La precisión del método de Fick fue de 56.84% (IC95%: 44.34 a 74.22). El cambio mínimo significativo (LSC) fue de 11.9% (IC95%: 10.1 a 14.3) para ETT y de 80.4% (IC95%: 62.7 a 105) para el método de Fick.

La diferencia media (sesgo sistemático) entre el índice cardíaco medido por ETT y por Fick fue de -1.53 L/min/m² (IC95%: -2.31 a -0.74, $p < 0.001$), con límites de concordancia al 95% de -5.27 a 2.22 L/min/m² (**Figura 2**).

Tabla 1. Descripción de las características de la población en estudio

Variable	Total sample (n = 52)
Age (years)	
Mean (SD)	45.7 (16.5)
Sex, n (%)	
Female	22 (42.3%)
Male	30 (57.7%)
BMI (kg/m ²)	
Median (IQR)	25.9 (22.5 - 30.3)
BMI categories, n (%)	
Normal	19 (36.5%)
Overweight	17 (32.7%)
Obesity class I	7 (13.5%)
Obesity class II	8 (15.4%)
Obesity class III	1 (1.9%)
Comorbidities, n (%)	
No comorbidities	10 (19.2%)
Overweight/obesity	33 (63.5%)
Type 2 diabetes mellitus	11 (21.2%)
Systemic arterial hypertension	7 (13.5%)
Alcoholism	3 (5.8%)
Chronic obstructive pulmonary disease	3 (5.8%)
Chronic kidney disease	2 (3.8%)
Type 1 diabetes mellitus	2 (3.8%)
Epilepsy	1 (1.9%)
Human immunodeficiency virus infection	1 (1.9%)
Malnutrition	1 (1.9%)

Parkinson's disease	1 (1.9%)
Pulmonary arterial hypertension	1 (1.9%)
Diagnosis, n (%)	
Sepsis	24 (46.2%)
Trauma/Surgical	16 (30.8%)
Acute respiratory distress syndrome	11 (21.2%)
Acute kidney injury	8 (15.4%)
Cardiovascular	5 (9.6%)
Pancreatitis	4 (7.7%)
Diabetic ketoacidosis	3 (5.8%)
Upper gastrointestinal bleeding	1 (1.9%)

Tabla 2. Resumen de las determinaciones del análisis de gases en sangre arterial y sangre venosa central.

Variable (Unit)	Measurements (n = 81)
lactate (mmol/L)	
Median (Q1 - Q3)	1.40 (0.80 - 1.90)
pH	
Mean (SD)	7.47 (0.40)
HCO ₃ (mmol/L)	
Mean (SD)	25.18 (6.34)
base deficit (mmol/L)	
Median (Q1 - Q3)	0.40 (-4.10 - 7.30)
PaO ₂ (mmHg)	
Mean (SD)	70.58 (14.49)
PaCO ₂ (mmHg)	
Mean (SD)	37.36 (10.39)
SaO ₂ (%)	
Mean (SD)	0.94 (0.04)
PvO ₂ (mmHg)	
Mean (SD)	37.32 (8.73)
PvCO ₂ (mmHg)	
Mean (SD)	43.42 (10.53)
SvO ₂ (%)	
Median (Q1 - Q3)	0.68 (0.56 - 0.76)
PAIvO ₂ (mmHg)	
Median (Q1 - Q3)	168.50 (120.00 - 216.00)
CcO ₂ (%)	
Mean (SD)	15.49 (4.09)
CaO ₂ (ml/dl)	
Mean (SD)	14.24 (3.76)
CvO ₂ (ml/dl)	
Median (Q1 - Q3)	10.00 (6.73 - 13.39)
DavO ₂ (ml/dl)	
Median (Q1 - Q3)	3.73 (2.80 - 4.81)

ExO2 (%)	
Mean (SD)	0.30 (0.14)

Abreviaturas: Presión alveolar de oxígeno (PA_lVO₂), Contenido arterial de oxígeno (CaO₂), Saturación arterial de oxígeno (SaO₂), Diferencia arteriovenosa de oxígeno (D_{av}O₂), Contenido capilar de oxígeno (CcO₂), Potencial de hidrógeno (pH), Fracción inspirada de oxígeno (FiO₂), Extracción de oxígeno (ExO₂), Saturación de oxígeno en sangre venosa (SvO₂), Presión parcial de dióxido de carbono (PaCO₂), Presión parcial de oxígeno (PaO₂), Presión parcial de oxígeno en sangre venosa (PvO₂), Q1 (percentil 25), Q3 (percentil 75), SD (Desviación estándar), Bicarbonato sérico (HCO₃), Lactato sérico (lactato), Contenido de oxígeno en sangre venosa (CvO₂), Presión parcial de CO₂ en sangre venosa (PvCO₂).

Figura 1.

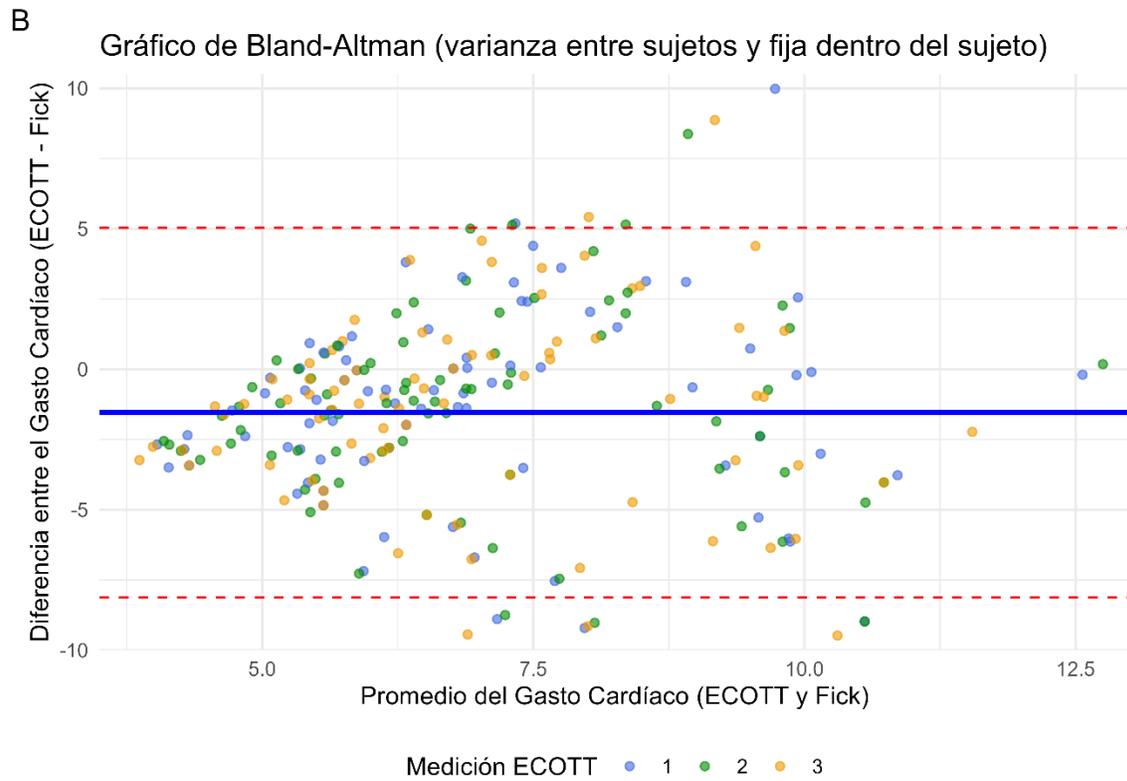
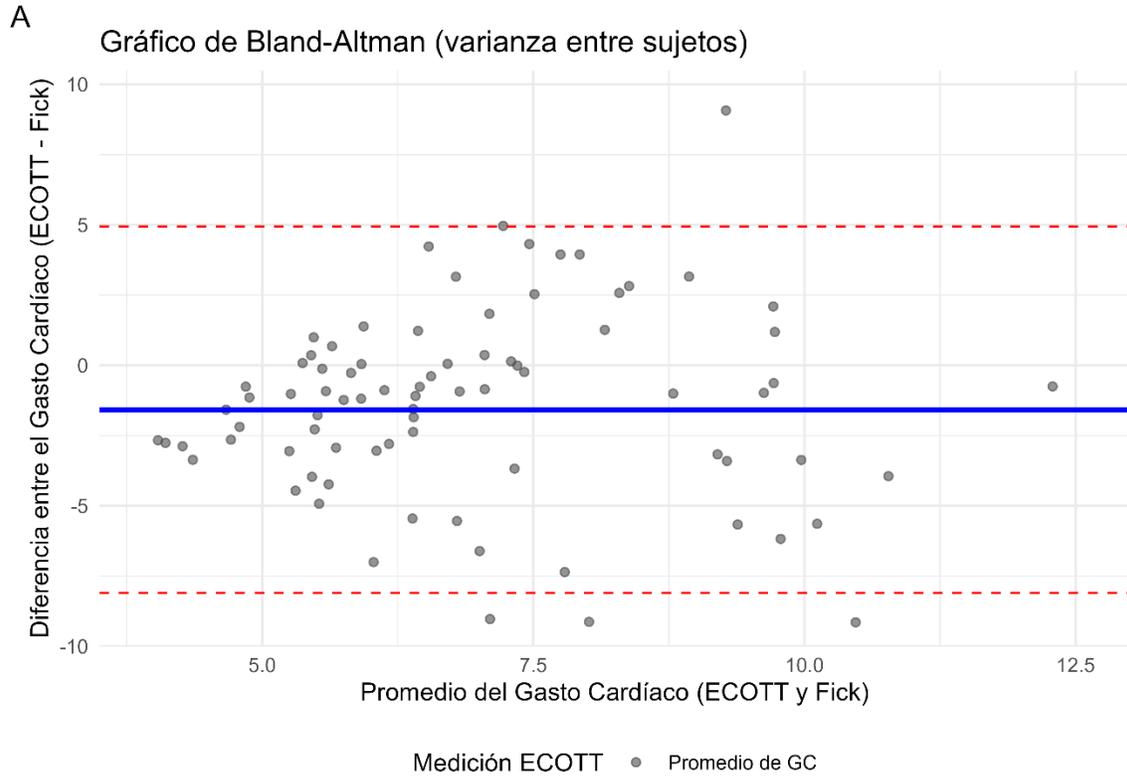
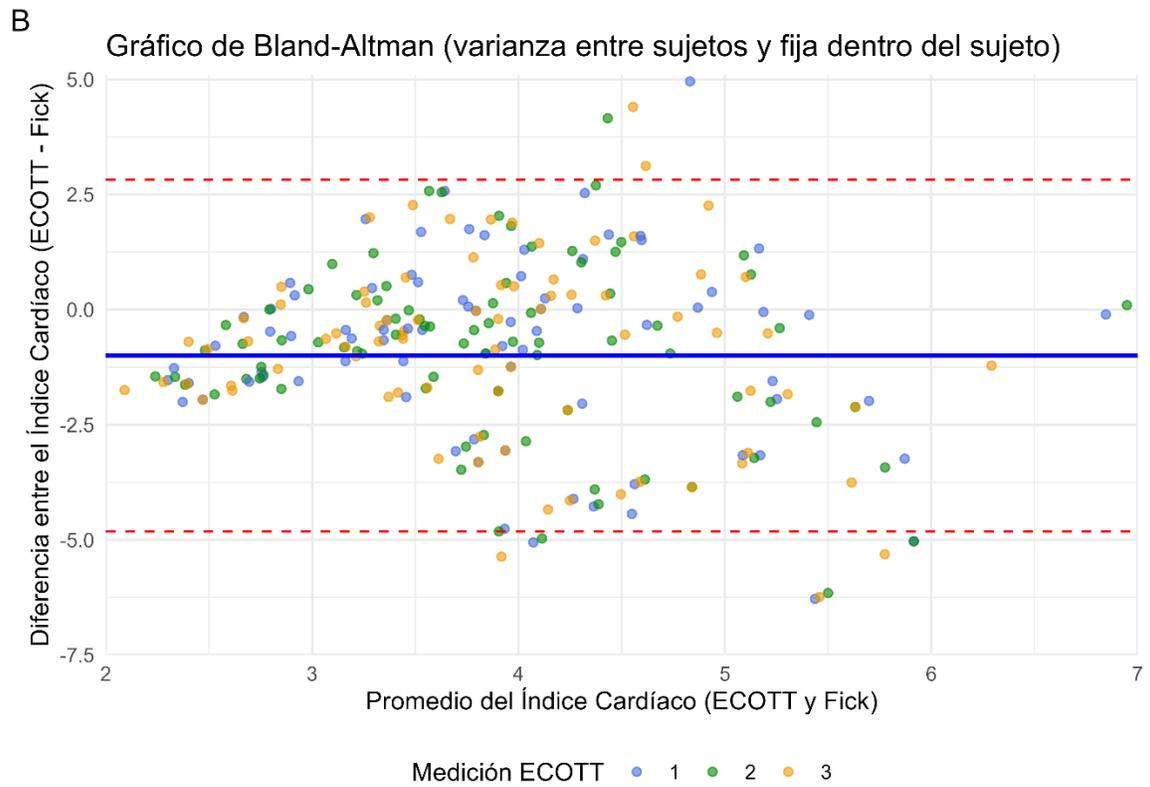
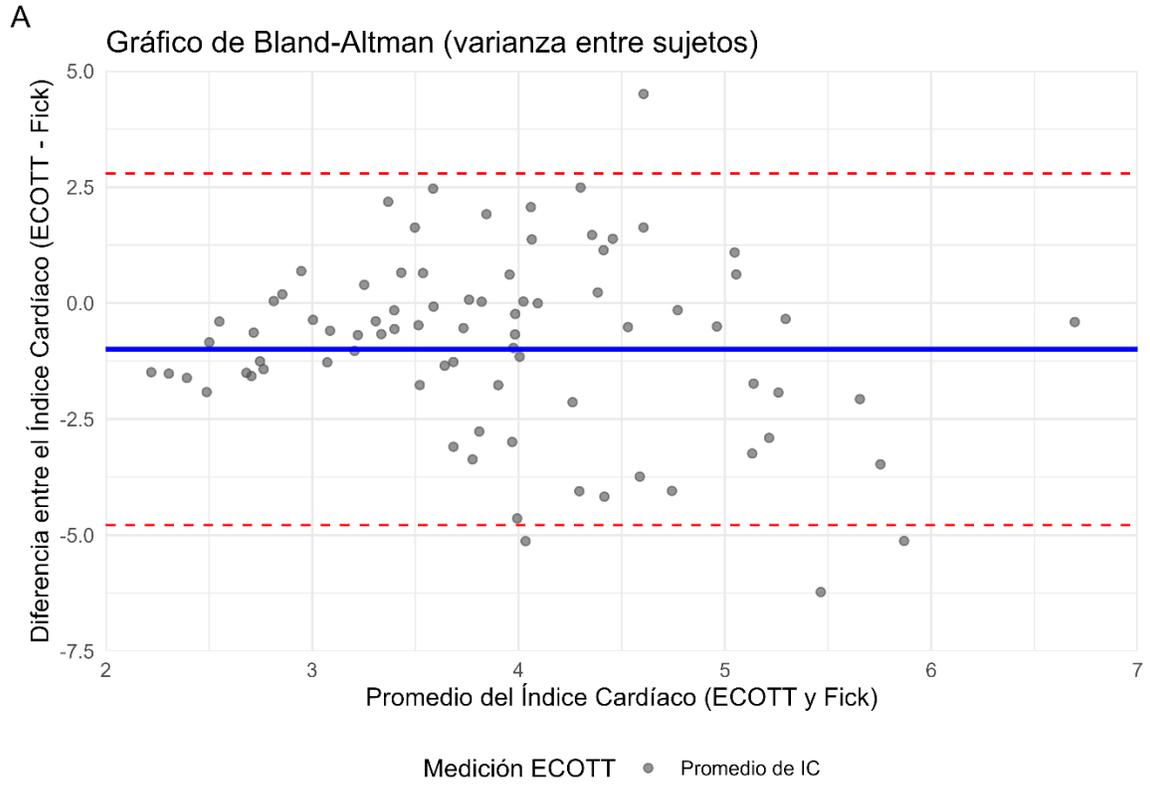


Figura 2.



DISCUSIÓN

En este estudio transversal realizado en pacientes críticos en una unidad de cuidados intensivos con recursos limitados, nuestro objetivo fue determinar la concordancia e intercambiabilidad clínica de las mediciones de gasto cardíaco (GC) e índice cardíaco (IC) obtenidas mediante ecocardiografía transtorácica (ETT, prueba de referencia) y el método de Fick (prueba índice). Encontramos una pobre concordancia entre ambos métodos, con un error del método de Fick que superó ampliamente el nivel esperado de variación determinado a partir de mediciones repetidas con ETT en nuestro estudio. Además, identificamos una sobreestimación sistemática de las mediciones de GC e IC con el método de Fick, lo que podría llevar a interpretaciones incorrectas por parte de los clínicos, quienes podrían asumir erróneamente que el GC no está reducido en pacientes que sí presentan un gasto cardíaco disminuido y que podrían beneficiarse de intervenciones adicionales para optimizar la función cardíaca.

Utilizamos tres mediciones repetidas por ETT para determinar la precisión de la prueba de referencia. Este número de mediciones se consideró adecuado para alcanzar una precisión aceptable en el estudio, en concordancia con la curva de relación entre precisión y número de mediciones descrita por Cecconi et al (47). En estudios previos, se ha utilizado una precisión fija del 30% para estudios de gasto cardíaco que emplean la dilución intermitente como prueba de referencia (48). No obstante, existen situaciones en las que la precisión de la prueba de referencia puede ser menor o mayor al 30%, por lo que es preferible determinar su precisión dentro del contexto de la población del estudio para validar la técnica comparada (47).

En nuestro estudio, la precisión de la ETT fue de 8.4% (IC95%: 7.2 a 10.1), y el cambio mínimo significativo (LSC) fue de 11.9% (IC95%: 10.1 a 14.3) tanto para GC como para IC. Esto significa que un cambio en el GC o IC menor al 11.9% no es clínicamente significativo y podría atribuirse al error de medición. En otras palabras, se requiere un cambio igual o superior al 11.9% en el GC o IC para tener confianza en que existe una verdadera variación en el estado del paciente. Esta estimación es muy similar al LSC

del 11% reportado por Jozwiak et al. para tres mediciones repetidas por ETT en pacientes con ritmo sinusal (29).

En comparación, la precisión del método de Fick con dos gasometrías fue deficiente (56.8%, IC95%: 44.34 a 74.22), con un LSC de 80.4% (IC95%: 62.7 a 105), lo que implica que cualquier cambio en el GC o IC menor al 80.3% no es clínicamente significativo y probablemente se deba al error de medición. Finalmente, el error porcentual absoluto medio (MAPE) de 57.5% (IC95%: 45.5 a 74.6) indica que existe un error sustancial en el método de Fick con dos gasometrías en comparación con la ETT, lo que podría llevar a una interpretación errónea del estado clínico del paciente.

Además, incluimos mediciones en diferentes momentos para un subconjunto de pacientes con el fin de modelar la variación intraindividual anidada, atribuible a los cambios en el estado clínico del paciente a lo largo del tiempo. En general, la mayor parte de la variación fue explicada por factores interindividuales, seguida por la variación dentro del mismo individuo, mientras que la variación atribuible a las mediciones repetidas por ETT en un mismo momento fue despreciable. Considerar estas fuentes de variación en el diseño del estudio nos permitió obtener estimaciones robustas del sesgo sistemático y de los límites de concordancia entre ambos métodos. Para el gasto cardíaco (GC), el sesgo medio fue de -2.48 L/min (LoA 95%: -8.93 a 3.98), y para el índice cardíaco (IC), de -1.53 L/min/m² (LoA 95%: -5.27 a 2.22), ambos con límites de concordancia amplios.

Las implicaciones prácticas de estos hallazgos son que el método de Fick tiende a sobreestimar el GC y el IC en aproximadamente 2.5 L/min y 1.5 L/min/m², respectivamente, lo cual podría conducir a un manejo conservador de pacientes con función cardíaca disminuida. Es importante destacar que se sabe que la ETT subestima el GC en una magnitud de aproximadamente 0.64 L/min en comparación con otros métodos de referencia, como la termodilución (46). Por tanto, el sesgo real del método de Fick con dos gasometrías podría ser menor al reportado aquí.

Sin embargo, los amplios límites de concordancia indican que el método de Fick no es intercambiable con la ETT para las mediciones de GC e IC.

Observamos una pobre correlación entre ambos métodos. Además, no es posible predecir el cambio en el GC medido por ETT por cada incremento unitario en el GC medido por Fick, según los resultados del modelo lineal de efectos mixtos. En estos modelos de regresión en particular, utilizamos el promedio de tres mediciones por ETT como variable predictora y el método de Fick como variable dependiente, ya que el error en la variable independiente puede provocar dilución de la regresión (sesgo hacia el valor nulo) (49), mientras que el error en la variable dependiente genera estimaciones no sesgadas pero con intervalos de error más amplios (50).

Un coeficiente beta de 1 indicaría que un cambio de 1 L/min en el GC medido por ETT correspondería a un cambio de 1 L/min en el GC medido por Fick. En tales situaciones, podrían aplicarse factores de corrección para el sesgo sistemático. No obstante, obtuvimos coeficientes de -0.004 L/min para el GC y -0.016 L/min/m² para el IC, con una correlación muy baja, lo que refleja que aplicar factores de corrección por sesgo sistemático no sería apropiado debido a la falta de capacidad predictiva.

Sánchez Velázquez comparó las mediciones de GC obtenidas por termodilución con las estimaciones derivadas de dos fórmulas basadas en la diferencia arteriovenosa de oxígeno. Se incluyeron cincuenta y cuatro pacientes en unidades de cuidados intensivos, con un total de 540 mediciones. Los coeficientes de correlación entre la termodilución (TDB) y las fórmulas fueron bajos: 0.15 para la primera fórmula y 0.33 para la segunda. Las diferencias medias (sesgo) fueron de 0.001 L/min y -1.4 L/min, respectivamente. Estos resultados indican una discrepancia significativa entre los métodos, lo que sugiere que las fórmulas evaluadas no son sustitutos adecuados para medir el GC mediante termodilución en pacientes críticamente enfermos (42).

De la Cruz et al. compararon las mediciones de gasto cardíaco (GC) obtenidas por el método de termodilución, la bioimpedancia transesofágica y la fórmula previamente descrita ($GC = 125 \times SC / 8.5 \times D(a-v)O_2$). Es importante señalar que el VO_2 utilizado en

dicha fórmula no fue medido de forma directa ni indirecta, sino asumido por los autores, sin considerar posibles condiciones médicas que pudieran modificarlo. El GC medido por termodilución fue de 10.2 ± 3.8 L/min; por bioimpedancia eléctrica, 10.4 ± 3.6 L/min; y el estimado por la ecuación de dos gasometrías fue de 6.2 ± 1.3 L/min ($p < 0.05$). No se realizó análisis de correlación en ese estudio, pero sí se observó una desviación significativa en los valores promedio obtenidos mediante el método de dos gasometrías en comparación con la termodilución y la bioimpedancia (51).

Además de su falta de correlación con el GC, el método de dos gasometrías presenta otras desventajas, como la necesidad de realizar punciones arteriales frecuentes, lo que puede causar dolor, trombosis, aneurismas, daño nervioso, fístulas arteriovenosas, entre otras complicaciones (52). Cuando se requiere monitoreo frecuente, se puede colocar una línea arterial, lo que incrementa los costos y también conlleva un riesgo adicional de complicaciones. Una revisión sistemática estimó una tasa agrupada de infecciones del torrente sanguíneo asociadas a líneas arteriales de 1.7 por cada 1000 días de dispositivo, cifra cercana a la de los catéteres venosos centrales no tunelizados (2.7) y significativamente mayor que la de los catéteres venosos periféricos (0.5, IC95%: 0.2–0.7) (53). Las tasas de complicaciones vasculares asociadas al catéter en arteria radial fueron de 19.7%, isquemia temporal 0.1%, isquemia permanente 14.4%, hematoma 0.5% y pseudoaneurisma 0.1% (54-55).

El costo del análisis de gases en sangre se ha reportado en 37.25 dólares australianos (~23 USD) por muestra. Se requieren al menos dos muestras para estimar el GC con el método de Fick indirecto (iFM), y las fallas técnicas pueden llevar a realizar más de una punción arterial (56). Finalmente, la colocación de un catéter venoso central y la toma de muestras que implica abrir la línea representan un riesgo adicional de infección del torrente sanguíneo (53).

Fortalezas y limitaciones del estudio

Entre las fortalezas de este estudio se encuentra el uso de la ecocardiografía transtorácica (ETT) como prueba de referencia, un método ampliamente reconocido y validado para la medición del gasto cardíaco (GC) en pacientes críticos. Además, el análisis estadístico fue robusto, considerando mediciones repetidas y fuentes de variación intra e interindividual. También se trató de un estudio unicéntrico, lo que redujo la variabilidad entre observadores de diferentes centros.

La principal limitación de nuestro estudio es la ausencia de un método de referencia considerado “estándar de oro” para la medición del GC, como la técnica de termodilución con catéter de arteria pulmonar (CAP), lo cual habría permitido determinar la verdadera exactitud del método de Fick con dos gasometrías. Sin embargo, la técnica de termodilución también tiene limitaciones: es invasiva, se asocia con complicaciones, y no suele estar disponible en entornos con recursos limitados.

Otra limitación es la falta de una medición directa del consumo de oxígeno (VO_2), que es un componente clave del principio de Fick. No obstante, el VO_2 no se mide de forma rutinaria en la práctica clínica, y el principio de Fick suele aplicarse con valores asumidos de VO_2 . Nuestro estudio también contó con un tamaño de muestra limitado.

Finalmente, no evaluamos la concordancia interobservador, aunque se consideró el efecto del observador en el análisis estadístico mediante ajustes según la persona que realizó las mediciones de ETT.

Los resultados de este estudio son particularmente aplicables a hospitales con recursos limitados, donde el acceso a métodos más complejos y tecnológicamente exigentes, como la termodilución con CAP, puede ser restringido. Sin embargo, la alta variabilidad observada con el método de Fick destaca la necesidad de considerar la ETT como una alternativa más confiable y reproducible para la evaluación hemodinámica en este tipo de entornos.

Aunque el diseño del estudio y las herramientas empleadas fueron rigurosas, los resultados deben interpretarse con cautela al extrapolarlos a instituciones con recursos y contextos clínicos distintos, ya que un requisito mínimo sería contar con ecocardiografistas adecuadamente capacitados para realizar las mediciones por ETT, lo cual puede ser difícil de lograr en estos mismos entornos, al igual que la disponibilidad del equipo de ecocardiografía.

CONCLUSION

El gasto cardíaco (GC) obtenido mediante el método de Fick indirecto con dos gasometrías presenta una pobre concordancia e intercambiabilidad clínica con el GC obtenido por ecocardiografía transtorácica. Debido a su baja precisión, el método de Fick con dos gasometrías requiere un cambio de al menos 80.4% en el GC o en el índice cardíaco (IC) para ser considerado un cambio real en el estado del paciente. El sesgo sistemático de este método sobreestima el GC y el IC en 2.5 L/min y 1.5 L/min/m², respectivamente, lo cual podría llevar a un manejo conservador de pacientes con función cardíaca disminuida.

Dada su baja precisión, alto sesgo y amplios límites de concordancia, el método de Fick indirecto con dos gasometrías no debe ser utilizado para la toma de decisiones clínicas en pacientes críticamente enfermos.

REFERENCIAS

1. This is your toolkit in hemodynamic monitoring. Kauffman T, et al *Curr Opin Crit Care* 2020, 26:303–312
2. Monitoreo hemodinámico con dos gasometrías: “Una herramienta que no pasa de moda”. Sánchez J, Peniche K, et al. *Colombian Journal of Anesthesiology*. 2021; 49(1):e928.
3. Bloos F, Reinhart K. Venous oximetry. *Intensive Care Med*. 2005;31:911-3. doi:10.1007/s00134-005-2670-9.
4. Jozwiak M. et al. Less or more hemodynamic monitoring in critically ill patients. *Curr Opin Crit Care* 2018, 24:000–000.
5. Santiago Giraldo Gutiérrez, D., José Velásquez Gutiérrez, J., & Octavio Ruiz Villa, J. (2021). Cardiac output estimation based on arterial and venous blood gas analysis: proposal of a monitoring method. *Anaesthesiology intensive therapy*, 53(2), 179–183. <https://doi.org/10.5114/ait.2021.105730>.
6. Walley K. R. (2011). Use of central venous oxygen saturation to guide therapy. *American journal of respiratory and critical care medicine*, 184(5), 514–520. <https://doi.org/10.1164/rccm.201010-1584CI>.
7. Kopterides, P., Bonovas, S., Mavrou, I., Kostadima, E., Zakyntinos, E., & Armaganidis, A. (2009). Venous oxygen saturation and lactate gradient from superior vena cava to pulmonary artery in patients with septic shock. *Shock (Augusta, Ga.)*, 31(6), 561–567. <https://doi.org/10.1097/SHK.0b013e31818bb8d8>.
8. Gavelli, F., Teboul, J. L., & Monnet, X. (2019). How can CO₂-derived indices guide resuscitation in critically ill patients?. *Journal of thoracic disease*, 11(Suppl 11), S1528–S1537. <https://doi.org/10.21037/jtd.2019.07.10>.

9. Ltaief, Z., Schneider, A. G., & Liaudet, L. (2021). Pathophysiology and clinical implications of the veno-arterial PCO₂ gap. *Critical care (London, England)*, 25(1), 318. <https://doi.org/10.1186/s13054-021-03671-w>.
10. Dres, M., Monnet, X., & Teboul, J. L. (2012). Hemodynamic management of cardiovascular failure by using PCO₂ venous-arterial difference. *Journal of clinical monitoring and computing*, 26(5), 367–374. <https://doi.org/10.1007/s10877-012-9381-x>
11. Ospina-Tascón, G. A., & Madriñán, H. J. (2019). Combination of O₂ and CO₂ derived variables to detect tissue hypoxia in the critically ill patient. *Journal of thoracic disease*, 11(Suppl 11), S1544–S1550. <https://doi.org/10.21037/jtd.2019.03.52>
12. Waldauf P, Jiroutkova K, Duska F. Using pCO₂ Gap in the differential diagnosis of hyperlactatemia outside the context of sepsis: a physiological review and case series. *Crit Care Res Pract*. 2019;5364503. doi: 10.1155/2019/5364503.
13. d'Ortho MP, Delclaux C, Zerah F, Herigault R, Adnot S, Harf A. Use of glass capillaries avoids the time changes in high blood PCO₂ observed with plastic syringes. *Chest*. 2001;120:1651–4.
14. Mekontso-Dessap, A., Castelain, V., Anguel, N., Bahloul, M., Schavuliege, F., Richard, C., & Teboul, J. L. (2002). Combination of venoarterial PCO₂ difference with arteriovenous O₂ content difference to detect anaerobic metabolism in patients. *Intensive care medicine*, 28(3), 272–277. <https://doi.org/10.1007/s00134-002-1215-8>.
15. Ospina-Tascón, G. A., Hernández, G., & Cecconi, M. (2016). Understanding the venous-arterial CO₂ to arterial-venous O₂ content difference ratio. *Intensive care medicine*, 42(11), 1801–1804. <https://doi.org/10.1007/s00134-016-4233-7>.
16. Cecconi, M., De Backer, D., Antonelli, M. et al. Consensus on circulatory shock and hemodynamic monitoring. Task force of the European Society of Intensive Care Medicine. *Intensive Care Med* 40, 1795–1815 (2014). <https://doi.org/10.1007/s00134-014-3525-z>.

17. Jozwiak, M., Monnet, X., & Teboul, J. L. (2015). Monitoring: from cardiac output monitoring to echocardiography. *Current opinion in critical care*, 21(5), 395–401. <https://doi.org/10.1097/MCC.0000000000000236>.
18. Jozwiak, M., Monnet, X., Cinotti, R., Bontemps, F., Reignier, J., & Belliard, G. (2014). Prospective assessment of a score for assessing basic critical-care transthoracic echocardiography skills in ventilated critically ill patients. *Annals of intensive care*, 4, 12. <https://doi.org/10.1186/2110-5820-4-12>
19. Expert Round Table on Ultrasound in ICU (2011). International expert statement on training standards for critical care ultrasonography. *Intensive care medicine*, 37(7), 1077–1083. <https://doi.org/10.1007/s00134-011-2246-9>.
20. Mercado, P., Maizel, J., Beyls, C., Titeca-Beauport, D., Joris, M., Kontar, L., Riviere, A., Bonef, O., Soupison, T., Tribouilloy, C., de Cagny, B., & Slama, M. (2017). Transthoracic echocardiography: an accurate and precise method for estimating cardiac output in the critically ill patient. *Critical care (London, England)*, 21(1), 136. <https://doi.org/10.1186/s13054-017-1737-7>.
21. Klæboe, L. G., & Edvardsen, T. (2019). Echocardiographic assessment of left ventricular systolic function. *Journal of echocardiography*, 17(1), 10–16. <https://doi.org/10.1007/s12574-018-0405-5>.
22. Lang RM, Badano LP, Mor-Avi V, et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the american society of echocardiography and the european association of cardiovascular imaging. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2015;16:233–71.
23. Blanco P. (2020). Rationale for using the velocity-time integral and the minute distance for assessing the stroke volume and cardiac output in point-of-care settings. *The ultrasound journal*, 12(1), 21. <https://doi.org/10.1186/s13089-020-00170-x>.

24. British Society of Echocardiography Education Committee. A minimum dataset for a standard transthoracic echocardiogram. http://www.bsecho.org/media/71250/tte_ds_sept_2012.pdf. Accessed 15 Dec 2019.
25. Armstrong W, Ryan T (2010) Hemodynamics. In: Armstrong W, Ryan T (eds) Feigenbaum's echocardiography. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp 217–240
26. Dinh VA, Ko HS, Rao R, Bansal RC, Smith DD, Kim TE, Nguyen HB (2012) Measuring cardiac index with a focused cardiac ultrasound examination in the ED. *Am J Emerg Med* 30:1845–1851.
27. Blanco P, Aguiar FM, Blaivas M (2015) Rapid ultrasound in shock (RUSH) velocity–time integral: a proposal to expand the rush protocol. *J Ultrasound Med* 34(9):1691–1700.
28. Kawaji T, Shiomi H, Morimoto T, Tazaki J, Imai M, Saito N, Makiyama T, Shizuta S, Ono K, Kimura T (2015) Clinical impact of left ventricular outflow tract obstruction in Takotsubo cardiomyopathy. *Circ J* 79(4):839–846
29. Jozwiak M, Mercado P, Teboul JL, Benmalek A, Gimenez J, Dépret F, Richard C, Monnet X (2019) What is the lowest change in cardiac output that transthoracic echocardiography can detect? *Crit Care* 23(1):116
30. Bergenzaun L, Gudmundsson P, Öhlin H, Düring J, Ersson A, Ihrman L, Willenheimer R, Chew MS (2011) Assessing left ventricular systolic function in shock: evaluation of echocardiographic parameters in intensive care. *Crit Care* 15(4):R200.
31. McGregor D, Sharma S, Gupta S, Ahmad S, Godec T, Harris T (2019) Emergency department non-invasive cardiac output study (EDNICO): a feasibility and repeatability study. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med* 27(1):30.
32. Muller L, Toumi M, Bousquet PJ, Riu-Poulenc B, Louart G, Candela D, Zoric L, Suehs C, de La Coussaye JE, Molinari N, Lefrant JY, AzuRÉa Group (2011). An increase in aortic

blood flow after an infusion of 100 ml colloid over 1 minute can predict fluid responsiveness: the mini-fluid challenge study. *Anesthesiology* 115(541–7):25.

33. Pugsley J, Lerner AB. Cardiac output monitoring: is there a gold standard and how do the newer technologies compare? *Semin Cardiothorac Vasc Anesth.* 2010 Dec;14(4):274-82. doi: 10.1177/1089253210386386. Epub 2010 Nov 7. PMID: 21059611.

34. Swan HJC, Ganz W, Forrester J, Marcus H, Diamond G, Chonette D. Catheterization of the Heart in Man with Use of a Flow-Directed Balloon-Tipped Catheter. *New England Journal of Medicine.* 1970;283(9):447-451. doi:10.1056/nejm197008272830902.

35. Evans DC, Doraiswamy VA, Prosciak MP, et al. Complications Associated with Pulmonary Artery Catheters: A Comprehensive Clinical Review. *Scandinavian Journal of Surgery.* 2009;98(4):199-208. doi:10.1177/145749690909800402.

36. Monnet X, Teboul JL. Transpulmonary thermodilution: advantages and limits. *Critical Care.* 2017;21(1). doi:10.1186/s13054-017-1739-5.

37. Grensemann J. Cardiac output monitoring by pulse contour analysis, the technical basics of less-invasive techniques. *Frontiers in Medicine.* 2018;5. doi:10.3389/fmed.2018.00064.

38. Nguyen LS, Squara P. Non-invasive monitoring of cardiac output in critical care medicine. *Frontiers in Medicine.* 2017;4. doi:10.3389/fmed.2017.00200.

39. Basnet A, Rout P. Calculating FICK Cardiac Output and Input. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/books/NBK606091/>; StatPearls Publishing; 2024.

40. Márquez González H, Pámanes González J, Márquez Flores H, Gómez Negrete A, Muñoz Ramírez MC, Villa Romero AR. Lo que debe conocerse de la gasometría durante la guardia. *Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social.* 2012;50(4):389-396. <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=457745496010>.

41. Santiago Giraldo Gutiérrez D, José Velásquez Gutiérrez J, Octavio Ruiz-Villa J. Cardiac output estimation based on arterial and venous blood gas analysis: Proposal of a monitoring method. *Anaesthesiology Intensive Therapy*. Published online 2021. doi:10.5114/ait.2021.105730.
42. Sánchez Velázquez LD. Comparación de dos fórmulas para calcular el gasto cardiaco contra el método de termodilución. *Revista de la Asociación Mexicana de Medicina Crítica y Terapia Intensiva*. 1998;12(2):54-60. <https://www.imbiomed.com.mx/articulo.php?id=11017>.
43. Rincón SJJ, Raulovich AM. Correlation between transthoracic echocardiography and catheter flotation of pulmonary artery in the evaluation hemodynamics in intensive care unit of cardiovascular postsurgical. *Med Crit*. 2012;26(3):152-157.
44. Gorrasi J, Pazos A, Florio L, et al. 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*. 2019;31(4). doi:10.5935/0103-507x.20190073.
45. Espinosa Romero DM, De Jesús Montelongo F, Gutiérrez de la Cruz JJ, Galindo Ayala J, Alva Arrollo NV, Segura Medina LE. Correlación del gasto cardiaco por fórmula de continuidad a través de ecocardiografía transtorácica vs termodilución por Swan-Ganz en la Unidad de Cuidados Intensivos. *Medicina Crítica*. 2022;36(7):472-475. doi:10.35366/108715.
46. Villavicencio C, Leache J, Marin J, et al. Basic critical care echocardiography training of intensivists allows reproducible and reliable measurements of cardiac output. *The Ultrasound Journal*. 2019;11(1):5. doi:10.1186/s13089-019-0120-0.
47. Cecconi M, Rhodes A, Poloniecki J, Della Rocca G, Grounds RM. Bench-to-bedside review: The importance of the precision of the reference technique in method comparison studies with specific reference to the measurement of cardiac output. *Critical Care*. 2009;13(1):201. doi:10.1186/cc7129.

48. Critchley LAH, Critchley JAJH. A meta-analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*. 1999;15(2):85-91. doi:10.1023/A:1009982611386.
49. Frost C, Thompson SG. Correcting for Regression Dilution Bias: Comparison of Methods for a Single Predictor Variable. *Journal of the Royal Statistical Society Series A: Statistics in Society*. 2000;163(2):173-189. doi:10.1111/1467-985X.00164.
50. Riggs DS, Guarnieri JA, Addelman S. Fitting straight lines when both variables are subject to error. *Life Sciences*. 1978;22(13-15):1305-1360. doi:10.1016/0024-3205(78)90098-X.
51. Cruz BS, Querevalú MW, Barragán MH, et al. Comparación del gasto cardiaco medido por bioimpedancia eléctrica transesofágica, termodilución y mediante una ecuación teórica. Estudio comparativo. *Med Crit*. 1999;13(5):165-168.
52. Rowling SC, Fløjstrup M, Henriksen DP, et al. Arterial blood gas analysis: as safe as we think? A multicentre historical cohort study. *ERJ Open Research*. 2022;8(1):00535-02021. doi:10.1183/23120541.00535-2021.
53. Maki DG, Kluger DM, Crnich CJ. The Risk of Bloodstream Infection in Adults With Different Intravascular Devices: A Systematic Review of 200 Published Prospective Studies. *Mayo Clinic Proceedings*. 2006;81(9):1159-1171. doi:10.4065/81.9.1159
54. Scheer B, Perel A, Pfeiffer UJ. *Critical Care*. 2002;6(3):199. doi:10.1186/cc1489.
55. Gershengorn HB, Wunsch H, Scales DC, Zarychanski R, Rubenfeld G, Garland A. Association Between Arterial Catheter Use and Hospital Mortality in Intensive Care Units. *JAMA Internal Medicine*. 2014;174(11):1746. doi:10.1001/jamainternmed.2014.3297.
56. Hajiseyedjavady H, Saeedi M, Eslami V, Shahsavarinia K, Farahmand S. Less painful arterial blood gas sampling using jet injection of 2. *The American Journal of Emergency Medicine*. 2012;30(7):1100-1104. doi:10.1016/j.ajem.2011.07.011