



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
HOSPITAL JUÁREZ DE MÉXICO

**Comparación del gasto cardiaco medido a través de
monitoreo mínimamente invasivo comparado con gasto
cardiaco medido por ultrasonografía.**

TESIS

**PARA OBTENER EL GRADO DE ESPECIALISTA EN MEDICINA
MEDICINA CRÍTICA**

PRESENTA:

David Navarro Martínez

**TUTOR-DIRECTOR DE TESIS
DR JOSE CARLOS GASCA ALDAMA**

**ASESOR PRINCIPAL
DRA JESSICA GARDUÑO LÓPEZ**



CIUDAD DE MÉXICO, 2023



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Índice

<u>Contenido</u>	<u>Página</u>
Marco Teórico & Antecedentes	3
Justificación	15
Pregunta de investigación	16
Hipótesis	16
Objetivo:	
General	16
Específicos	16
Metodología	17
• Tipo de estudio	17
• Población de estudio	17
• Muestra	17
• Variables	19
• Mediciones e instrumentos de medición	21
• Análisis estadístico de datos	22
• Recursos	22
Implicaciones éticas	23
Resultados	25
Discusión	29
Conclusiones	32
Bibliografía	33

ANTECEDENTES / MARCO TEORICO

Monitorización hemodinámica del gasto cardiaco

La monitorización del gasto cardiaco (GC) y oxigenación tisular forma parte del manejo integral de los pacientes críticamente enfermos en la Unidad de Terapia Intensiva (UCI), especialmente en aquellos en estado de choque. (1)

Sin embargo, hay una gran discrepancia, sobre los métodos usados para valorar si el gasto cardiaco es adecuado para mantener una adecuada perfusión y entrega de oxígeno a todos los tejidos y a su vez, conservar un metabolismo aerobio.(1) (2)

Gasto cardiaco

En el tratamiento del choque circulatorio (independientemente de su causa), se debe asegurar un gasto cardiaco suficiente para garantizar las demandas de oxígeno tisulares. (2)

El gasto cardiaco es la cantidad de flujo sanguíneo eyectado por el ventrículo izquierdo (o derecho) en una unidad de tiempo, comúnmente se expresa en litros por minuto y es el producto de frecuencia cardiaca por volumen latido. (3)

$$\text{Gasto cardiaco (l/min)} = \text{Frecuencia cardiaca (latido/min)} \times \text{volumen latido (1,3)}$$

El volumen latido depende la precarga, la poscarga y la contractilidad. Tradicionalmente en la práctica clínica se usa la reanimación hídrica para aumentar el volumen sistólico (en caso de que se encuentre en la fase ascendente de la curva de Frank Starling) y el uso de inotrópicos, para incrementar la contractilidad miocárdica.

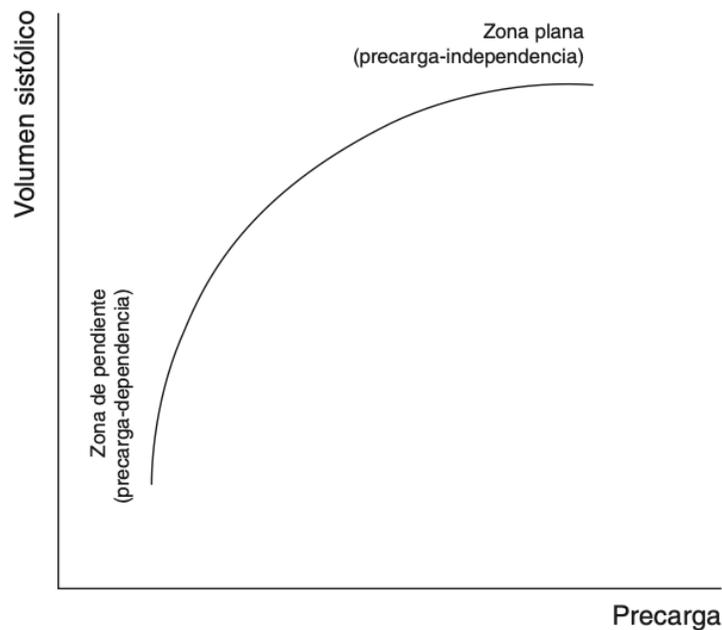


Figura 1: curva de función ventricular o de Frank-Starling(4)

No existe un valor numérico de gasto cardiaco objetivo que garantice la reversión del estado de choque y se debe valorar clínica y bioquímicamente la evolución del paciente, e incrementar el gasto cardiaco hasta tener una adecuada perfusión al organismo.(2)

CaO₂: contenido arterial de O₂

El contenido arterial de oxígeno es la cantidad de oxígeno en mililitros, que es transportado en 100 ml de sangre (ml/dl). Es importante recordar que la hemoglobina (Hb) es el principal transportador de oxígeno en la sangre, con una capacidad al 100% de 1.38 ml de oxígeno por cada gr de Hb. Además de la oxígeno unido a la Hb, aunque casi siempre omitido por su mínima participación, también existe oxígeno disuelto en la sangre, favorecido por la presión arterial de oxígeno (PaO₂)

$$\text{CaO}_2 = (\text{Hb} \times \text{Saturación arterial} \times 1.38) + (\text{PaO}_2 \times 0.0031)$$

DO₂: entrega de oxígeno

La DO₂ es la cantidad de oxígeno (en ml) que es entregada por el sistema cardiovascular en un determinado tiempo (minuto). Por lo tanto se requiere conocer el gasto cardiaco y el contenido arterial de oxígeno, para su cálculo. Mediante la siguiente fórmula.

$$\text{DO}_2 = \text{CO} \times \text{CaO}_2 \times 10$$

DO₂: entrega / delivery de oxígeno

CO: Gasto cardiaco (l/min)

CaO₂: contenido arterial de O₂ (ml/dl)

Medición del gasto cardiaco

Tradicionalmente se ha medido el gasto cardiaco por medio termodilución intermitente con un catéter de flotación a través de la arteria pulmonar (PAC) o catéter de Swan-Ganz. (5,6)

En los últimos años, se ha puesto en duda que esta herramienta pudiera ser innecesaria en muchos casos, y potencialmente perjudicial considerando las complicaciones asociadas. La disponibilidad de nuevos dispositivos de medición de gasto cardiaco menos invasivos ha disminuido el uso generalizado del PAC. (6)

Las principales formas de medición del gasto cardiaco son: (7)

- Principio de Fick
- Técnicas de dilución que incluyen:
 - Termodilución
 - Otros indicadores (litio vs verde de indocianina)

- Técnicas de análisis de onda arterial
- Análisis de impedancia transtorácica y bioreactancia
- Principio de Doppler

Método de Fick

El método de Fick para el GC fue descrito por Adolf Eugen Fick (1829 – 1901) en 1870. El principio postula que el flujo sanguíneo a un órgano (pulmón) se puede calcular usando de marcador una sustancia, cuyo consumo se conozca (oxígeno). (3)

Tomando mediciones de saturación de sangre venosa central por medio de un PAC y saturación de sangre arterial, se obtiene la diferencia de contenidos arteriovenosa con la siguiente ecuación: (7) (8)

$$CO = \frac{VO_2}{CaO_2 - CvO_2}$$

CO: Cardiac output / gasto cardiaco

VO₂: consume de oxígeno

CaO₂: Contenido arterial de oxígeno

CvO₂: Contenido venoso de oxígeno

Aunque esta técnica es adecuada para realizarse en las salas de cateterismo, no es una medición continua, ni útil en la clínica diaria. Además, que tiene poca precisión, ya que asume que el gasto cardiaco pulmonar y sistémico son iguales, y la ausencia de corto circuitos pulmonares o cardiacos. (3)

Termodilución

La técnica por termodilución pulmonar por catéter de arteria pulmonar se introdujo en 1970. Se realiza mediante la inyección de una solución salina fría

mediante el puerto proximal del PAC, y se mide la variación de térmica de la sangre con un termistor en el extremo distal del catéter ubicado en la arteria pulmonar.

El gasto cardiaco se calcula mediante la fórmula de Stewart–Hamilton. (7)

$$CO_{TDA} = \frac{(T_b - T_i) \times V_i \times K}{\int \Delta T_b \times dt}$$

CO_{TDA}: Gasto cardiaco por termodilución

T_b: temperatura de la sangra

T_i: temperatura solución inyectada

V_i: volumen de la solución inyectada

K: constante de corrección, por peso y calor específicos de la sangre

∫Δ T_b x dt: área por debajo de la curva de termodilución

Cuando se inyecta la solución fría, se miden los cambios de temperatura en la sangre, y se genera una curva en una gráfica Temperatura / tiempo. La curva original muestra una deflexión negativa aguda, seguida de un ápex y retorno gradual a una línea basal. Esta gráfica representa la caída inicial de la temperatura en el termistor, conforme se administra el bolo de solución fría. Para facilidad de interpretación, la curva de termodilución se dibuja con una deflexión positiva, que representa la concentración o temperatura en función del tiempo, que es inversamente proporcional al gasto cardiaco. (9)

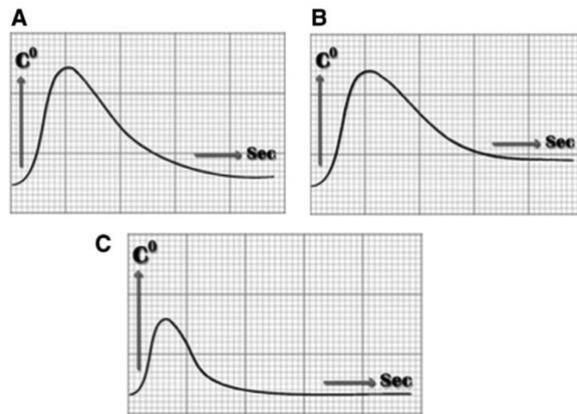


Figura 2: curvas de termodilución de acuerdo con el gasto cardiaco. (9)

A: Normal - ascenso súbito, seguida de una deflexión con descenso gradual a línea basal. B: Bajo gasto cardiaco: ascenso lento, con un descenso más tardado hasta el regreso a línea basal; mayor área bajo la curva vs gasto cardiaco normal. C: alto gasto cardiaco: dimensión de la curva menor, con un área bajo la curva menor vs gasto cardiaco normal.

El catéter de termodilución pulmonar “tradicional” cuenta con 4 lúmenes, cada uno con diferentes funciones: (9)

- Inflado de balón
- Lumen proximal – administración de solución
- Lumen distal – medición de presión pulmonar o toma de muestras
- Circuito eléctrico del termistor

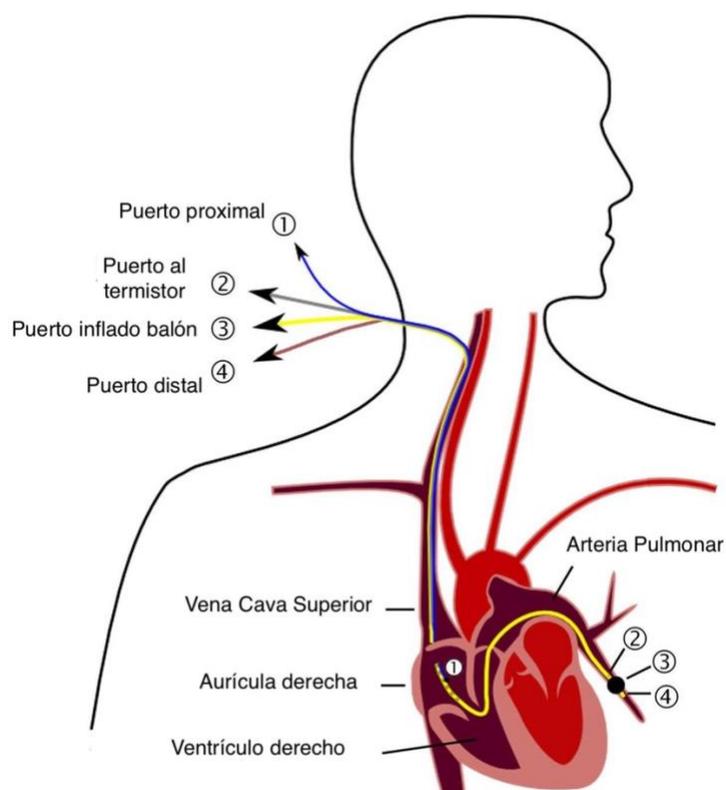


Figura 3: catéter de arteria pulmonar y sus lúmenes (3)

La medición de GC por termodilución pulmonar se ve afectada por varias situaciones: Cuando el GC es bajo, la termodilución se vuelve menos confiable, por el menor cambio de temperatura inducido porque el termistor regresa antes de tiempo a su temperatura basal en estados de bajo gasto cardiaco. Un efecto similar ocurre en la insuficiencia tricúspidea, y en menor grado con la insuficiencia pulmonar.

La termodilución pulmonar con gastos cardiacos entre 3.4 y 15.8 L/min tienen una correlación de 0.98 comparado con dilución con otros indicadores (litio). A partir de >15 L/min, es cuando se puede subestimar el GC. (9)

Termodilución transpulmonar (TDTP)

La TDTP surgió en los años 2000, actualmente hay 2 equipos médicos que son capaces de realizar esta medición:

- PiCCO (Pulsion Medical Systems, Munich, Alemania)
- Volume View (Edwards LifeSciences, Irvine, Estados Unidos de América)

La termodilución transpulmonar (TDTP) requiere la inyección de un bolo de solución salina en la vena cava superior. En la punta de un catéter arterial femoral (cuyo extremo distal está en arteria iliaca), un termistor sensa el cambio de temperatura.

Así como en la termodilución pulmonar, la TDTP mide el gasto cardiaco usando la fórmula de fórmula de Stewart–Hamilton; a diferencia, el bolo de solución salina fría no se introduce en la aurícula derecha, sino en una vena centra y el cambio de temperatura se mide en una arteria sistémica, y no en la arteria pulmonar. (10)

Además de la TDTP los dispositivos PiCCO y VolumeView estiman el gasto cardiaco por análisis de curva arterial (“contorno de onda de pulso”), a través de un catéter arterial. Esto permite la monitorización en tiempo real del gasto cardiaco.

El análisis de contorno de onda se basa en la relación entre volumen sistólico y la amplitud y forma de la curva de presión aórtica. A través de la onda de presión registrada en una arteria periférica, se estima la curva de presión a nivel aórtico y a su vez el volumen latido a través de algoritmos propios de cada marca.

Los dispositivos PiCCO y VolumeView calibran su sistema de análisis de onda con los valores obtenidos por TDTP, cada vez que se realiza una termodilución. (10,11)

La medición del gasto cardiaco continúa precisa durante la hemofiltración veno venosa y no es necesaria detener la terapia de reemplazo renal para realizar mediciones de TDTP. Sin embargo, la medición de GC es poco precisa durante la Oxigenación mediante membrana extracorpórea. (9)

Como desventaja, la medición del GC es de manera intermitente y no permite hacer una valoración a corto plazo con cambios súbitos, como en las pruebas de respuesta a volumen. (11)

Dilución por medio de indicador

La técnica de dilución de un indicador utiliza el mismo principio de la ecuación de Stewart – Hamilton, que indica que, si una sustancia es inyectada en el sistema circulatorio, su cambio en la concentración a lo largo del tiempo, está relacionada con el flujo del sistema. Si un indicador conocido es introducido al sistema y es medido por un sensor, se puede graficar a lo largo de una curva. El flujo o gasto cardiaco por lo tanto se calcula dividiendo la cantidad del indicador, entre la integral (área bajo de la curva). Esta técnica se puede realizar mediante un PAC o técnica transpulmonar. (3)

El verde de indocianina es un colorante usado para esta técnica. Dentro de las características que la hacen adecuada, se encuentran:

- alta afinidad a albúmina, por lo que permanece en el espacio intravascular.
- tiene su máxima absorción de luz por espectroscopía a 800nm, muy similar a la hemoglobina, por lo que no es afectada por la saturación de hemoglobina. (3)

El litio es un indicador utilizado en monitores de gasto cardiaco como LiDCO. El litio circulante causa una corriente que se detectada por un electrodo colocado en un catéter intraarterial, y esta concentración es graficada en

función del tiempo. Este método sólo puede ser utilizado de manera intermitente, debido a la toxicidad por acumulación de litio. Este método, se usa en combinación con análisis de contorno de onda de pulso. (3)

Gasto cardiaco por análisis de onda de pulso

Existen 2 tipos de dispositivos que realizan análisis de onda arterial, los calibrados (que periódicamente se recalibran con una segunda medición de GC como termodilución transpulmonar o dilución de litio) y los no calibrados.

Otto Frank en 1899 fue el primero en considerar usar la onda de presión arterial para valorar el flujo sanguíneo. (7) Él propuso el modelo de Windkessel, que asume que el volumen de sangre que entra a un vaso infinito, debe ser igual al volumen de sangre que sale del vaso durante la fase de contracción cardiaca; durante la sístole el vaso se expande, mientras que durante la diástole el vaso se contrae. Bajo este principio, la aorta actúa como capacitor y el sistema de arteriolas como resistor. (3,12)

Este método calcula el volumen sistólico por análisis de la onda de pulso arterial obtenido por una línea arterial. La forma de análisis es afectada por la distensibilidad vascular, impedancia aórtica y resistencia arterial periférica.

Este método pierde precisión en caso de arritmia, enfermedad aórtica o uso de balón de contrapulsación aórtica. Además, su precisión es limitada durante los periodos de inestabilidad hemodinámica (cambios abruptos en la resistencia vascular), este problema es mayor en los sistemas no calibrados (6)

Además de la medición de GC, te permite la valoración de la precarga con variación de la presión de pulso y variación del volumen sistólico asociados a ventilación con presión positiva. En paciente con ritmo sinusal, y ventilación con volumen tidal de 8 ml/kg de peso predicho se puede predecir la respuesta a volumen. (12)

Gasto cardiaco por bioimpedancia eléctrica

La tecnología por bioimpedancia eléctrica (BI) fue descrita en 1966 por Kubicekand y colaboradores. Se basa en el principio que la impedancia del tórax (resistencia del tórax a la corriente eléctrica) depende de la cantidad de líquido en el compartimento torácico. Se realiza mediante electrodos colocado en la piel del paciente.

Considerando que el volumen de sangre en la aorta varía de acuerdo con el momento del ciclo cardiaco, este genera cambios en la impedancia, esta impedancia es valorada por una corriente de alta frecuencia, con una amplitud y frecuencia establecida al tórax, y se mide los cambios de voltaje entre la energía entregada y el voltaje detectado. El gasto cardiaco es calculado mediante ecuaciones matemáticas propias de cada marca del dispositivo médico. (1)

Gasto cardiaco por Ultrasonografía

El gasto cardiaco puede ser calculado de manera no invasiva por medio de ultrasonido. Para ello se realiza la medición del tracto de salida del ventrículo izquierdo (TSVI) en un corte paraesternal eje largo diámetro (valor normal en adultos es de 18 – 22 mm). Con este diámetro, se puede calcular el área del tracto de salida del VI. Así mismo, se obtiene la medición del espectro Doppler del flujo sistólico / integral velocidad tiempo (VTI) del tracto de salida del ventrículo izquierdo, esto mediante un corte ecocardiográfico de 5 cámaras. (5,13)

Mediante un sencillo cálculo:

$$\text{Volumen latido} = \text{área del TSVI} \times \text{VTI}$$

Gasto cardiaco = Volumen latido x frecuencia cardiaca (13)

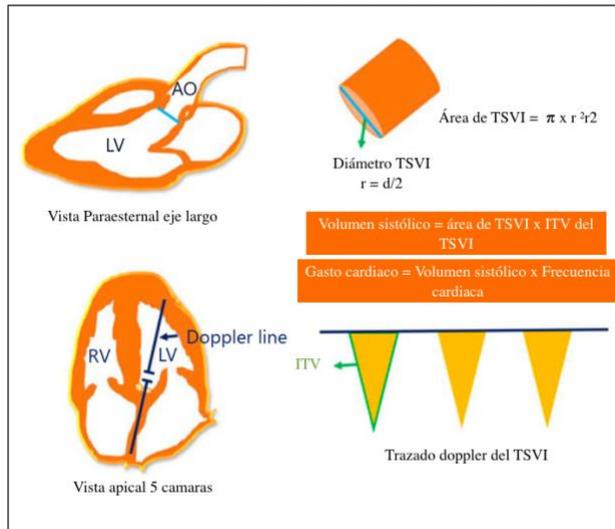


Fig 4: Determinación del volumen sistólico y gasto cardiaco usado ecocardiografía. LV: ventrículo derecho, RV: ventrículo derecho, Ao: Aorta, TSVI: tracto de salida del ventrículo izquierdo, r: radio, ITV: integral velocidad tiempo. (13)

Justificación

Dentro de los objetivos terapéuticos en la terapia intensiva, se encuentra la optimización hemodinámica, con el objetivo de garantizar una adecuada perfusión en todos los tejidos.

La estimación del gasto cardiaco es de vital importancia en las unidades de cuidados intensivos, ya que es una herramienta de monitoreo, con la que se mide la respuesta a fluidos intravenosos, vasopresores e inotrópicos administrados.

En México, no todas las unidades de cuidados intensivos adultos (UCIA) tienen todos los recursos para medición del gasto cardiaco, por lo que es importante comparar la variabilidad del gasto cardiaco comparado por dos sistemas de medición de este.

El presente estudio es factible debido a que en la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital Juárez de México se encuentra con ambos sistemas de monitorización y es pertinente ya que con la información obtenida se puede establecer un sistema de monitorización menos invasivo

Pregunta de investigación

¿Existe diferencia en la medición del gasto cardiaco reportado por monitoreo mínimamente invasivo comparado con gasto cardiaco medido por ultrasonografía?

Hipótesis

No existe diferencia en la estimación del gasto cardiaco medido a través de monitoreo continuo mínimamente invasivo comparado con gasto cardiaco medido por ultrasonografía.

Objetivo general

Comparar la medición del gasto cardiaco medido a través del monitoreo continuo mínimamente invasivo comparado con gasto cardiaco medido por ultrasonografía.

Objetivos específicos

- Estimar la variación del gasto cardiaco por monitoreo continuo mínimamente invasivo.
- Estimar la variación del gasto cardiaco medido por ultrasonografía.
- Valorar situaciones especiales que comprometan la estimación del gasto cardiaco.
- Identificar las complicaciones asociadas del monitoreo continuo mínimamente invasivo.

Metodología

1. Tipo de estudio

- Transversal
- Observacional
- Prospectivo
- Analítico - correlacional

2. Definición de la población

Pacientes ingresados al servicio de terapia intensiva adultos del Hospital Juárez de México, de 18 años a 85 años, que contaron con monitoreo de gasto cardiaco mínimamente invasivo y ventana cardiaca para valoración ultrasonográfica.

Muestra

En base a la población muestra de la Unidad de Cuidados Intensivos Adultos, con ingresos anuales de 250 pacientes, se calculó la muestra, a través de la fórmula para Muestra finita:

n: 151 mediciones

Las mediciones de gasto cardiaco se realizaron al momento del ingreso y tan pronto se colocara el monitoreo mínimamente invasivo y una vez cada 24 horas, durante su estancia en la unidad de cuidados intensivos.

Criterios de inclusión

- Edad de 18 a 85 años
- Sexo: Hombres y mujeres
- Monitoreo cardiaco continuo mínimamente invasivo, para estimación de gasto cardiaco (FloTrack™)
- Ventana transtorácica para valoración ultrasonográfica y medición de gasto cardiaco a través de ultrasonido VENUE™
- Adecuada colocación de línea arterial

Criterios de exclusión

- Pacientes embarazadas
- Insuficiencia y estenosis aórtica valvular conocida
- Fibrilación auricular / flutter auricular/arritmias ventriculares
- Ventana transtorácica parcialmente valorable por ultrasonido

Criterios de eliminación

- Valvulopatía aórtica detectada al momento de la valoración
- Disfunción de la línea arterial

Definición de variables

Mediciones e instrumentos de medición

	Variable	Tipo	Definición operacional	Escala de medición
Antropométricas	Edad	Cuantitativa discreta	Tiempo que ha vivido una persona contando desde su nacimiento.	Años
	Sexo	Cualitativa Nominal	Diferencias y características biológicas, anatómicas, fisiológicas y cromosómicas de los seres humanos que los definen como hombres o mujeres	Mujer / hombre
	Índice de masa corporal	Cuantitativa continua	Cociente obtenido del peso (kg) entre y la estatura (metros) de la persona al cuadrado	Kg/m ²
	Área de superficie corporal	Cuantitativa continua	Medida de superficie del cuerpo humano	m ²
Escalas gravedad	SOFA	Cuantitativa discreta	Sistema de estratificación de riesgo de mortalidad y otros desenlaces del paciente críticamente enfermo.	Puntos
	APACHE II	Cuantitativa discreta	Sistema de estratificación de riesgo de mortalidad y otros desenlaces del paciente críticamente enfermo.	Puntos
	SAPS II	Cuantitativa discreta	Sistema de estratificación de riesgo de mortalidad y otros desenlaces del paciente críticamente enfermo.	Puntos
Monitor de Gasto cardiaco	Volumen Sistólico	Cuantitativa continua	Volumen sanguíneo eyectado por el ventrículo izquierdo en cada ciclo cardiaco	ml
	Volumen sistólico indexado	Cuantitativa Continua	Volumen sistólico dividido entre área de superficie corporal en metros	ml/m ²

	Gasto cardiaco	Cuantitativa Continua	Volumen sanguíneo eyectado por el ventrículo izquierdo en un minuto	l/min
	Gasto cardiaco indexado	Cuantitativa Continua	Gasto cardiaco dividido entre área de superficie corporal	l/min/m ²
	Resistencias vasculares sistémicas	Cuantitativa Continua	Resistencia que se opone al flujo de la sangre en un vaso sanguíneo	Dinas-s/cm ²
	Variabilidad volumen sistólico	Cuantitativa Continua	Índice de evaluación de respuesta a volumen en función a variables hemodinámicas directas	% porcentaje
	Variabilidad de presión de pulso	Cuantitativa Continua	Índice de evaluación de respuesta a volumen en función a variables hemodinámicas directas	% porcentaje
	Presión Venosa central	Cuantitativa Continua	Presión de venosa en la desembocadura de la vena cava superior y aurícula derecha.	mmHg
Variables ecocardiográficas	Diámetro tracto salida del Ventrículo izquierdo	Cuantitativa continua	Diámetro de la estructura anatómica a través de la cual sale el flujo sistólico del ventrículo izquierdo	mm
	Integral volumen tiempo (ITV) del Tracto de salida del ventrículo izquierdo	Cuantitativa continua	Medida de flujo a través del tracto de salida del ventrículo izquierdo.	cm
	Porcentaje variabilidad ITV	Cuantitativa continua	Índice de evaluación de respuesta a volumen en función flujo m	% porcentaje
	Volumen sistólico	Cuantitativa continua	Volumen sanguíneo eyectado por el ventrículo izquierdo en cada ciclo cardiaco	ml
	Gasto cardiaco	Cuantitativa continua	Volumen sanguíneo eyectado por el ventrículo izquierdo en un minuto	l/min
	Gasto cardiaco indexado	Cuantitativa continua	Gasto cardiaco dividido entre área de superficie corporal	l/min/m ²

	Resistencias vasculares sistémicas	Cuantitativa continua	Resistencia que se opone al flujo de la sangre en un vaso sanguíneo	dinas-s/cm ²
	Índice E/e'	Cuantitativa continua	Relación de la medición onda E (Doppler pulsado en válvula mitral) entre onda e' (Doppler tisular) del anillo mitral	Sin unidades
	Presión oclusión arteria pulmonar calculada	Cuantitativa continua	Estimación de la presión de oclusión de la arteria pulmonar calculada mediante la fórmula de Nagueh (PCWP = 1.24 [E/E'] + 1.9)	mmHg
	Presión venosa central calculada	Cuantitativa continua	Estimación de acuerdo con el diámetro mayor y colapsabilidad de la vena cava inferior: <ul style="list-style-type: none"> • <2.1 cm y >50% = 0-5 • <2.1 cm y <50% = 6-10 • >2.1 cm y >50% = 11-15 • >2.1 cm y < 50% = >15 	mmHg

Técnicas, instrumentos y procedimientos de recolección de la información

La recolección de datos se hará en un documento Excel, donde se registraran las variables registradas con el siguiente formato:

	Antropométricas		Escalas				Gasto cardíaco Continuo					ECOCARDIOGRAFIA											
	Edad	Sexo	IMC	SOFA	APACHE	sapsii	VS	GC	RVS	VVS	VPP	PVC	tipo/ev100	Diámetro	TSVI	ITV	VS	FC	GC	RVS	E/E'	POAP	E/I-VD
2																							
3																							
4																							
5																							
6																							
7																							
8																							
9																							
10																							
11																							

Análisis e interpretación de los resultados

Para las variables cuantitativas se calcularon valores medios y desviaciones estándar.

Además se realizó un análisis bivariado entre volumen sistólico medido mediante ecocardiografía y monitor de gasto cardiaco, obteniendo su valor medio, desviación estándar, diferencia de medias, intervalo de confianza al 95% y valor de P.

Para las variables de importancia se analizaron mediante un modelo de regresión, para obtener R y R² entre ambos métodos de medición.

Recursos.

- Monitor de gasto cardiaco continuo mínimamente invasivo (Flotrac - Edwards Lifesciences®)
- Ultrasonido VENUE de General Electric ®

Aspectos Éticos.

- **NORMATIVIDAD:** Se rige por la declaración de Helsinki y Ley general de salud
- **RIESGO:** se considera una “Investigación con riesgo mínimo” de acuerdo al Artículo 17 del reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud al ser un protocolo observacional, con obtención de datos del monitor de signos vitales & gasto cardiaco y vía ultrasonido.
- **PROCESO REVISION DE EXPEDIENTES:** Los datos de los pacientes recolectados, se manejaron de manera confidencial, de acuerdo con la siguiente normativa institucional:
 - Artículo 116 de la Ley General de Transparencia y Acceso a la Información Pública. Se considera información confidencial la que contiene datos personales concernientes a una persona identificada o identificable. La información confidencial no estará sujeta a temporalidad alguna y sólo podrán tener acceso a ella los titulares de esta, sus representantes y los Servidores Públicos facultados para ello. Asimismo, será información confidencial aquella que presenten los particulares a los sujetos obligados, siempre que tengan el derecho a ello, de conformidad con lo dispuesto por las leyes o los tratados internacionales.
 - Artículo 113 fracción I de la Ley Federal de Transparencia y Acceso a la Información Pública. Se considera información confidencial a la que contiene datos personales concernientes a una persona física identificada o identificable. La información confidencial no estará sujeta a temporalidad alguna y sólo podrán tener acceso a ella los titulares de esta, sus representantes y los Servidores Públicos facultados para ello.

- Artículo 3 fracciones IX y X de la Ley General de Protección de Datos Personales en Posesión de los Sujetos Obligados. Para los efectos de la presente Ley se entenderá por datos personales: cualquier información concerniente a una persona física identificada o identificable. Se considera que una persona es identificable cuando su identidad pueda determinarse directa o indirectamente a través de cualquier información; se entenderá por datos personales sensibles: aquellos que se refieran a la esfera más íntima de su titular, o cuya utilización indebida pueda dar origen a discriminación o conlleve un riesgo grave para éste. De manera enunciativa más no limitativa, se consideran sensibles los datos personales que puedan revelar aspectos como origen racial o étnico, estado de salud presente o futuro, información genética, creencias religiosas, filosóficas y morales, opiniones políticas y preferencia sexual.

Aspectos de Bioseguridad

No aplica

Resultados

Se estudiaron un total de 18 pacientes, de los cuales la media de edad fue de 37.3 (± 8.2), el género femenino fueron 16 pacientes (88.9%), masculino 2 pacientes (11.1%), la media de IMC 29.6 (± 5.9), la media de SOFA 11.2 (± 3.1), la mediana de APACHE II fue de 17 (rango 9-28), la media de SAPS fue de 38.2 (± 13.9). Los valores del EV1000, la media de VS (volumen sistólico) fue de 73.8 (± 19), la media de GC (gasto cardiaco) 7.26 (± 2.5), la media de RVS (resistencias vasculares sistémicas) 792 (rango 629-1202).

Las mediciones por ECOTT, la media de VS fue de 51.2 (± 14.8), la media de GC fue de 4.5 (± 1.6), la media de RVS 1291.7 (± 498), más detalles en tabla 1.

Características	n=18
Edad, media (\pm DE), años	37.3 (± 8.2)
Género, n (%), M	2 (11.1)
F	16 (88.9)
IMC, media (\pm DE)	29.6 (± 5.9)
SOFA, media (\pm DE)	11.2 (± 3.1)
APACHE II, mediana (RIC)	17 (9-28)
SAPS II, media (\pm DE)	38.2 (± 13.9)
EV 1000	
VS 1000, media (\pm DE)	73.8 (± 19)
GC 1000, media (\pm DE)	7.26 (± 2.5)
RVS 1000, mediana (RIC)	792 (629-1202)
ECOTT	
DTSVI, media (\pm DE)	1.99 (± 0.44)
ITV, media (\pm DE)	19.9 (± 4.9)
VS, media (\pm DE)	51.2 (± 14.8)
FC, media (\pm DE)	97.1 (± 22.3)

GC ECO, media (\pm DE)	4.5 (\pm 1.6)
RVS, media (\pm DE)	1291.7 (\pm 498)
E/E', media (\pm DE)	7.9 (\pm 2.1)
POAP, media (\pm DE)	11.6 (\pm 2.6)
PVC, media (\pm DE)	7.46 (\pm 2.65)
%var. Itv, mediana (RIC)	9 (5-15)

Tabla 1. Características generales de la población. Abreviaturas: DE (desviación estándar), IMC (índice de masa corporal), ECOTT (Ecocardiografía transtorácica), SOFA (Sepsis related Organ Failure Assessment), APACHE (Acute Physiology and Chronic Health disease Classification System II), SAPS II (Simplified Acute Physiology Score), VS (volumen sistólico), GC (gasto cardiaco), RVS (resistencias vasculares sistémicas), DTSVI (diámetro del tracto de salida del Ventrículo izquierdo), ITV (integral velocidad-tiempo), POAP (presión de oclusión de la arteria pulmonar), PVC (presión venosa central).

Posteriormente se realizó un análisis bivariado encontrando la diferencia de medias de Volumen Sistólico entre EV1000 y ECOTT, que fue de 22.5 (95% IC -34.5-10.4, p .980); la diferencia de medias de GC fue de 2.2 (95% IC 1.0-3.42, p .001), la DM de RVS fue de 320.08 (95% IC -590.28-49.89, p .810).
Tabla 2.

Valores	Media (DE)	DM	95% IC inferior	p
VS EV1000, media (DE)	73.8(19)	22.5	-34.5-10.4	.980
VS ECOTT	51.2 (14.8)			

GC EV1000, media (DE)	7.26 (2.5)	2.2	1.0-3.42	.001
GC ECOT	4.5 (1.6)			
RVS EV1000	972.66	320.08	-590.28-49.89	.810
RVS ECOT	1292.7			

Tabla 2. Diferencia de medias entre variables de EV 1000 con ECOTT.

Abreviaturas: VS (volumen sistólico), GC (gasto cardíaco), RVS (resistencias vasculares sistémicas), DE (desviación estándar), DM (diferencia de medias)

Ante la única variable (gasto cardíaco) que mostró significancia, se realizó a un modelo de regresión. En el GC dio como resultado una R .472 (47%) de asociación, sin embargo, se realizó una R² cuadrada o ajustada quedando en R² 0.225 (22%) de asociación entre el GC medido por EV1000 contra GC medido por ECOTT, lo que nos explica una asociación débil. Las demás variables no mostraron significancia. Gráfico 1.

Por último, no hubo complicaciones mayores reportadas (trombosis, insuficiencia arterial periférica, sangrado masivo y lesión neurovascular) asociadas al monitoreo de gasto cardíaco continuo mediante línea arterial. La complicación más común fue el hematoma en sitio de la punción, que no generó alteración en el desenlace clínico del paciente. Así mismo, no hubo complicaciones asociadas a la medición de gasto cardíaco mediante ecocardiograma, ya que es una evaluación no invasiva.

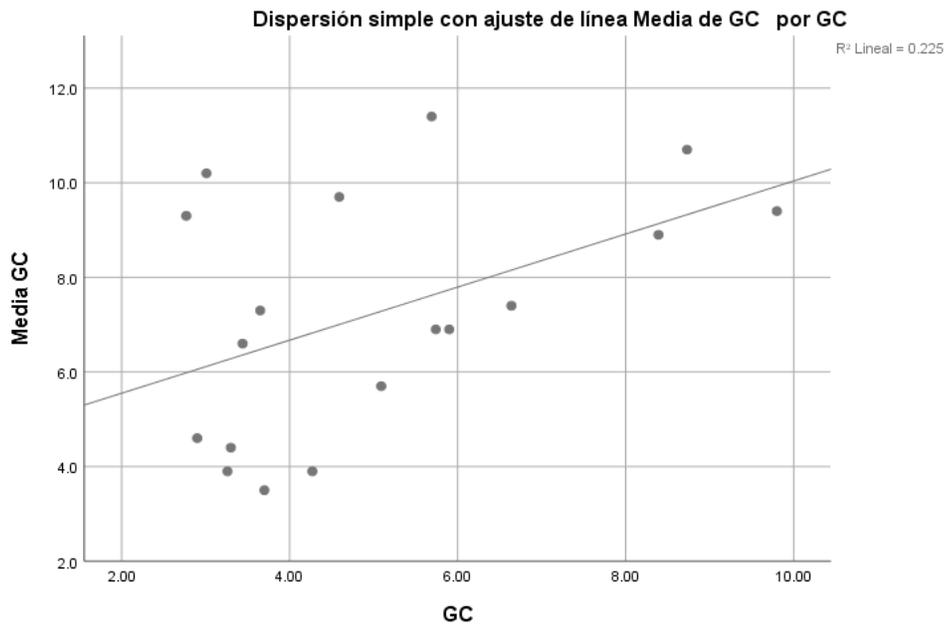


Gráfico 1: Modelo de regresión & dispersión del gasto cardiaco

Discusión:

El monitoreo de gasto cardiaco forma parte de una evaluación integral de los pacientes que ingresan en estado de choque a la terapia intensiva, además que es una herramienta valiosa para el diagnóstico y manejo de pacientes críticos. (5)

A pesar de ser una evaluación utilizada en todas las unidades de cuidados intensivos del mundo, las diferencias entre las formas de medición de gasto cardiaco, muestran discrepancias entre sí y por lo tanto no existe un acuerdo entre autores sobre cuál es el método más preciso, comparado con el Gold standard (termodilución por catéter de arteria pulmonar) (14).

Previamente se ha comparado la medición del gasto cardiaco obtenido mediante termodilución pulmonar intermitente (catéter Swan-Ganz) y Doppler pulsado (ECOTT), encontrando correlación estadísticamente significativa, incluso, esta se mantenía al momento de generar un cambio de gasto cardiaco (Δ de Gasto cardiaco). (5)

Recientemente se encontró un estudio en el que se comparó el gasto cardiaco mediante termodilución pulmonar Vs análisis de onda de pulso y Doppler pulsado (ECOTT), teniendo como resultado que ambos métodos subestiman el gasto cardiaco, comparado con el Gold standard (PiCCO termodilución), aunque los valores medidos mediante el ultrasonido Doppler (ECOTT) son en general, más cercanos a los obtenidos por termodilución. (15)

Dentro de las limitaciones (y desventajas) del uso del monitor de gasto cardiaco, se encuentra, la necesidad de un catéter invasivo en arteria periférica, conllevando riesgos como trombosis, hematomas, sangrado, insuficiencia arterial periférica; además, se requiere de un transductor para medición de la presión arterial & un monitor especializado para la medición del gasto cardiaco. Lo anterior genera un gasto económico para el paciente y/o institución.

Por el otro lado, existen algunas limitaciones en la utilización del uso del ultrasonido cardiaco, ya que requiere de una curva de aprendizaje para su adecuado uso y mediciones confiables, por lo que se cataloga como un método dependiente de operador. En países en vías de desarrollado, como México, pocas instituciones cuentan con el mismo, debido a la accesibilidad económica y gastos que el mismo conlleva. Finalmente, otro aspecto importante a considerar es la situación anatómica específica de cada paciente y la ventana ultrasonográfica transtorácica que permita una valoración por USG Doppler ecocardiográfico, en cuyo caso, se vuelven candidatos para la realización de ecocardiograma transesofágico.

El monitoreo de gasto cardiaco mediante análisis de onda de pulso no se realiza en todos los pacientes en la UCI por cuestión de recursos materiales e invasividad. Es un monitoreo reservado para los pacientes con mayor inestabilidad hemodinámica y patologías más graves a su ingreso. En este caso, la población estudiada fue primordialmente de pacientes femeninos, que ingresaban con escalas pronósticas y gravedad (SOFA, APACHE y SAPS II) con valores superiores a la media de los pacientes admitidos en esta UCI, y además de mayor requerimiento soporte vital avanzado.

En nuestro estudio, tanto el monitoreo invasivo por línea arterial, como el realizado por ECOTT, se encontró que ambos son seguros; de acuerdo con la bibliografía con una tasa mínima de complicaciones (3.4 por cada 10 000 procedimiento) para el uso de líneas arteriales. (16)

A pesar de los resultados obtenidos, la evaluación del gasto cardiaco por ultrasonido Doppler se acerca mucho a las características de un “monitoreo hemodinámico ideal”, de los cuales cumple en ser: simple, seguro, relativamente versátil, coste-efectivo, fiable, preciso) (17). Por lo que se coloca como la mejor opción para el monitoreo hemodinámico en las áreas críticas.

Por otro lado, en nuestro estudio, los resultados tuvieron el sesgo del limitado número total de mediciones obtenidas. Esto se presentó, por la escasez de insumos en la unidad hospitalaria. No se contó con el número necesario de transductores de presión arterial necesarios para alcanzar la muestra durante la recolección de datos. Así mismo, nos enfrentamos como investigadores, que no todos los pacientes en quienes se colocó y monitorizó mediante línea arterial, tuvieron una ventana cardiaca optima para la realización de un ECOTT, y la obtención de mediciones hemodinámicas confiables.

Conclusión

- El gasto cardiaco obtenido mediante monitoreo por análisis de onda de pulso medido por EV1000 y el gasto cardiaco obtenido por ultrasonido Doppler, no tuvieron correlación entre sí para la medición de volumen sistólico y gasto cardiaco de acuerdo con el análisis de los datos obtenidos en este estudio.
- La media del gasto cardiaco por monitoreo continuo mínimamente invasivo fue de 7.26 (DE 2.5), mientras que la media del gasto cardiaco medido por ultrasonografía fue de 4.5 (DE 1.6) sin correlación estadística. Existieron situaciones especiales que comprometieron la estimación del gasto cardiaco, como la limitación en el número total de mediciones, secundario a pocos insumos durante la realización del estudio, así como ventana cardiaca no adecuada para las mediciones.
- No existieron complicaciones asociadas a la medición del gasto cardiaco por monitoreo continuo mínimamente invasivo, ni por ECOTT, siendo ambos seguros.
- **Ningún sistema de monitorización hemodinámica tendrá impacto positivo sobre el pronóstico del paciente crítico, a menos que vaya asociado a un tratamiento de eficacia probada por evidencia científica.**
- Se requiere más estudios, así como incremento de la muestra, para poder establecer un método de monitoreo ideal, el cual se define como: simple, seguro, fácil de usar, operador-independiente, equilibrio costo-efectividad, fiable y preciso.

Bibliografía

1. Saugel B, Cecconi M, Wagner JY, Reuter DA. Noninvasive continuous cardiac output monitoring in perioperative and intensive care medicine. *British Journal of Anaesthesia*. 2015 Apr 1;114(4):562–75.
2. Janotka M, Ostadal P. Biochemical markers for clinical monitoring of tissue perfusion. *Molecular and Cellular Biochemistry*. 2021 Mar 1;476(3):1313–26.
3. Kolb B, Kapoor V. Cardiac output measurement. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*. 2019 Mar 1;20(3):193–201.
4. Sabatier C, Monge I, Maynar J, Ochagavia A. Valoración de la precarga y la respuesta cardiovascular al aporte de volumen. *Medicina Intensiva*. 2012;36:45–55.
5. Mercado P, Maizel J, Beyls C, Titeca-Beauport D, Joris M, Kontar L, et al. Transthoracic echocardiography: an accurate and precise method for estimating cardiac output in the critically ill patient. *Critical Care*. 2017 Jun 9;21(1):136.
6. Alhashemi JA, Cecconi M, Hofer CK. Cardiac output monitoring: an integrative perspective. *Critical Care*. 2011 Mar 22;15(2):214.
7. Kobe J, Mishra N, Arya VK, Al-Moustadi W, Nates W, Kumar B. Cardiac output monitoring: Technology and choice. *Ann Card Anaesth*. 2019 Jan;22(1):6–17.
8. Thiele RH, Bartels K, Gan TJ. Cardiac Output Monitoring: A Contemporary Assessment and Review. *Critical Care Medicine* [Internet]. 2015;43(1). Available from: https://journals.lww.com/ccmjournal/Fulltext/2015/01000/Cardiac_Output_Monitoring__A_Contemporary.21.aspx
9. Argueta EE, Paniagua D. Thermodilution Cardiac Output: A Concept Over 250 Years in the Making. *Cardiology in Review* [Internet]. 2019;27(3). Available from: https://journals.lww.com/cardiologyinreview/Fulltext/2019/05000/Thermodilution_Cardiac_Output__A_Concept_Over_250.5.aspx
10. Monnet X, Teboul JL. Transpulmonary thermodilution: advantages and limits. *Critical Care*. 2017 Jun 19;21(1):147.
11. Beurton A, Teboul JL, Monnet X. Transpulmonary thermodilution techniques in the haemodynamically unstable patient. *Current Opinion in*

Critical Care [Internet]. 2019;25(3). Available from:
https://journals.lww.com/co-criticalcare/Fulltext/2019/06000/Transpulmonary_thermodilution_techniques_in_the.14.aspx

12. Kouz K, Scheeren TWL, de Backer D, Saugel B. Pulse wave analysis to estimate cardiac output. *Anesthesiology*. 2021 Jan 1;134(1):119–26.
13. Koratala A, Kazory A. Point of Care Ultrasonography for Objective Assessment of Heart Failure: Integration of Cardiac, Vascular, and Extravascular Determinants of Volume Status. *Cardiorenal Medicine*. 2021;11(1):5–17.
14. Crossingham IR, Nethercott DR, Columb MO. Comparing cardiac output monitors and defining agreement: A systematic review and meta-analysis. *Journal of the Intensive Care Society*. 2016 Nov 1;17(4):302–13.
15. Parulekar P, Powys-Lybbe J, Bassett P, Roques S, Snazelle M, Millen G, et al. Comparison of cardiac index measurements in intensive care patients using continuous wave vs. pulsed wave echo-Doppler compared to pulse contour cardiac output. *Intensive Care Medicine Experimental*. 2023 Apr 28;11(1):23.
16. Nuttall G, Burckhardt J, Hadley A, Kane S, Kor D, Marienau MS, et al. Surgical and Patient Risk Factors for Severe Arterial Line Complications in Adults. *Anesthesiology*. 2016 Mar 1;124(3):590–7.
17. Ochagavía A, Baigorri F, Mesquida J, Ayuela JM, Ferrándiz A, García X, et al. Monitorización hemodinámica en el paciente crítico. Recomendaciones del Grupo de Trabajo de Cuidados Intensivos Cardiológicos y RCP de la Sociedad Española de Medicina Intensiva, Crítica y Unidades Coronarias. *Medicina Intensiva*. 2014;38(3):154–69.