

Concordancia en la medición del gasto cardiaco por método no invasivo Capstesia frente a
termodilución transpulmonar PiCCO.

Autor

Alexander Garcia Castañeda

Trabajo de grado para optar por el titulo de Anestesiologo

Director

Hector Julio Meléndez Florez

Anestesiologo e Intensivista

Co-director

Rafael Enrique Serrano

Anestesiologo e Intensivista

Universidad industrial de santander

Facultad de Salud

Escuela de medicina

Especializacion Anestesiologia y Reanimación

Bucaramanga

2024

Agradecimientos

Agradezco a Dios, a mis padres y hermanas por hacer parte de mi proceso de vida a ellos mi fortaleza y resiliencia; a Sofia por su compañía, motivación y apoyo moral, a mis docentes que contribuyeron a mi formación como especialista y a la Universidad industrial de Santander mi alma mater.

Tabla de contenido

	Pag
Introducción.....	11
1.Planteamiento del Problema	12
1.1 Pregunta de investigación	13
2. Justificación	14
3. Marco teórico y Estado del arte	15
3.1 Evolucion monitoreo del gasto cardiaco.....	15
3.2 Monitor Capstesia	18
3.3 Monitor PICCO.....	20
3.4 Terapia guiada por objetivos por VPP.....	23
4. Objetivos.....	26
4.1 Objetivo general.....	26
4.2 Objetivos específicos	26
5. Materiales y métodos	27
5.1 Diseño del estudio.....	27
5.2 Población.....	27
5.3 Criterios de Inclusión.....	27
5.4 Criterios de exclusión	27
5.5 Tamaño Muestral	27
5.6 Variable resultado	27
5.7 Variables resultado secundarias.....	28

5.8 Variable explicatoria: tipo de monitor	28
5.9 Variables Independientes	28
5.10 Flujograma de selección de pacientes.....	32
5.11 Metodología y técnica de recolección.....	33
6. Logística del estudio	34
6.1 Lugar de ejecución del protocolo.....	34
7. Cronograma	34
8. Presupuesto y financiación	34
9. Consideraciones Éticas	34
9.1 Tratamiento de datos personales.....	35
9.2 Consentimiento informado.....	35
10. Resultados.....	36
10.1 Análisis de datos y aspectos estadísticos	36
10.2 Características clínicas y demográficas de la muestra.....	37
10.3 Características del tipo de choque, disfunción orgánica y vasopresor.....	37
10.4 Medición y grado de concordancia de gasto cardiaco Capstesia y PiCCO	38
10.5 Medición y grado de concordancia de gasto cardiaco Capstesia y PiCCO con 1 o más vasopresores.....	39
10.6 Medición y Grado de concordancia de VPP Capstesia y PiCCO	39
10.7 Medición y grado Concordancia de VPP Capstesia y PiCCO con 1 o más vasopresores.	40
10.8 Grado de Concordancia VPP Capstesia y PICCO antes y posterior a bolo de líquidos ..	40

10.9 Medición y grado de concordancia Índice de volumen sistólico IVS PiCCO y Capstesia	41
10.10 Medición y grado de concordancia de Dp/Dt max PiCCO y Capstesia	41
10.11 Medición y grado de concordancia de iRVS PiCCO y Capstesia	41
11. Discusión.....	47
11.1 Variable Gasto cardiaco	48
11.2 GC posterior a infusión de vasopresores	51
11.3 Variable IVS	51
11.4 Variables VPP y Dp/Dt max	52
11.5 Variable IRVS.....	52
11.6 Concordancia de VPP post bolo en Capstesia y PiCCO.....	53
11.7 Concordancia de VPP entre Capstesia y PiCCO posterior a infusión de vasopresores..	54
12. Conclusión	55
Referencias bibliograficas	57
Apéndice.....	63

Lista de Tablas

Tabla 1. Valores de las Variables de PiCCO	22
Tabla 2. Variables independientes demograficas y antecedentes	28
Tabla 3. Variables independientes clinicas	30
Tabla 4. Características clínicas y demográficas.....	37
Tabla 5. Tipo de choque, disfunción organica, Vasopresores e Inotropicos	38
Tabla 6. Concordancia GC y VPP con y sin vasopresor PiCCO y Capstesia	45
Tabla 7. Concordancia iVS, Dp/Dt max e iRVS por monitor PiCCO y Capstesia.....	46
Tabla 8. Concordancia VPP por bolo de líquidos PiCCO y Capstesia	47

Lista de Figuras

Figura 1. Pasos para determinar GC Capstesia	19
Figura 2. Digitalizacion curva de presion Capstesia	20
Figura 3. Curvas de Termodilución	21
Figura 4 Flujograma de seleccion de pacientes	32
Figura 5. Conocordancia GC Capstesia y PiCCO con y sin vasopresores Bland Almand	42
Figura 6. Conocordancia VPP Capstesia y PiCCO con y sin vasopresores Bland Almand.....	43
Figura 7. Conocordancia VPP Capstesia y PiCCO con bolo de liquidos	44
Figura 8. Conocordancia IVS, Dp/Dt max e iRVS Capstesia y PiCCO Bland Almand	44

Lista de Apendice

Apendice A. Consentimiento informado	63
Apendice B. Instrumento de recoleccion	65
Apendice C. Calendario	69
Apendice D Presupuesto	70
Apendice E Certificado de ponencia Nacional.....	71
Apendice F Certificado de publicacion de Articulo cientifico.....	71

Título: Concordancia en la medición del gasto cardiaco por método no invasivo capstesia frente a termodilución transpulmonar PICCO* **Autor:** Alexander Garcia Castañeda**

Palabras claves: Gasto cardiaco, monitoreo no invasivo, PiCCO, Capstesia.

Descripción: La monitorización de variables hemodinámicas en el paciente en VMI ha evolucionado con el transcurrir del tiempo pasando desde la monitoria invasiva CAP, seguido de mínimamente invasivo y en la actualidad evaluando las ventajas del no invasivo. Con el fin de disminuir las complicaciones propias del monitoreo invasivo sin sacrificar la validez de sus resultados ha surgido el monitoreo PICCO, sin embargo se necesita personal capacitado además de los costos; más reciente surgió la aplicación Capstesia como una herramienta fácil de usar y económica. . **El Objetivo:** Determinar el grado de concordancia en la medición del GC entre monitoria PICCO y Capstesia. **Métodos:** Estudio corte transversal de evaluación de tecnología diagnostica, incluyen mayores de 18 años bajo VMI internados en UCI, el tamaño de la muestra 240 registros en total. **Resultados:** Se demostró que la media de GC obtenido fue menor para el monitor PICCO que para la app Capstesia, con una diferencia de 0.04 L/min. Esta diferencia no fue significativa ($p = 0.84$). El CCL para GC arrojó un valor de 0,95 con IC95% de (0.9259 y 0.9634), el cual corresponde a un nivel de concordancia sustancial. Adicionalmente, se realizó el gráfico de Bland Altman obteniéndose un límite de acuerdo entre 0,99 y -0.91 **Conclusión:** Capstesia tiene una concordancia sustancial para las variables GC y VPP y moderada para Dp/Dt max e IVS sin embargo concordancia pobre para iRVS además la concordancia de GC y VPP de Capstesia se mantiene con uso de vasopresores y bolo de líquidos. Por lo anterior presentamos una nueva alternativa sencilla, accesible, confiable y de bajo costo a los dispositivos actuales de monitorización hemodinámica avanzada.

*Trabajo de grado

**Facultad de salud. Escuela de medicina. Anestesiología y reanimación. Director Hector Julio Melendez. Intensivista y Anestesiologo. Co director Rafael E. Serrano. Intensivista y Anestesiologo

Title: Agreement in Cardiac Output Measurement by Noninvasive Method Capstesia versus Transpulmonary Thermodilution PICCO* **Author:**Alexander Garcia Castañeda.**

Keywords: Cardiac out put, non-invasive monitoring, PiCCO, Capstesia. **Background:**

Monitoring of haemodynamic variables in patients on IMV has evolved over time from invasive PAC monitoring, followed by minimally invasive monitoring, and is currently evaluating the advantages of non-invasive monitoring. In order to reduce the complications of invasive monitoring without compromising the validity of the results, PICCO, however, it requires trained personnel for its implementation, in addition to the cost of this technology; more recently, the Capstesia application has emerged as an easy-to-use and inexpensive tool.

Main objective: To determine the degree of agreement in CO measurement between PICCO and Capstesia monitoring. **Methods:** Cross-sectional study of diagnostic technology

evaluation, including patients over 18 years of age under IMV admitted to the ICU, the calculated sample size is 240 records in total. **Results:** The mean CO obtained was shown to be lower for the PICCO monitor than for the Capstesia app, with a difference of 0.04 L/min.

This difference was not significant ($p = 0.84$). Lin's coefficient of concordance for CO was 0.95 with a 95% CI of (0.9259 and 0.9634), indicating a substantial level of concordance. In addition, the Bland-Altman plot and determination of the limits of concordance were, yielding

a limit of concordance between 0.99 and -0.91 **Conclusions:** Capstesia has a substantial concordance for CO and PPV and a moderate concordance for Dp/Dt max and IVS, but a poor concordance for iRVS. Furthermore, the concordance of Capstesia for CO and PPV is maintained with the use of vasopressors and fluid bolus. Therefore, we present a new, accessible, cost-effective alternative to current advanced haemodynamic monitoring devices.

* Degree Work

** Faculty of health. Medical school. Anesthesiology. Director Hector Julio Melendez. intensivist and anesthesiologist. Co director Rafael E. Serrano. intensivist and anesthesiologist.

Introducción

La monitorización de variables hemodinámicas como volumen sistólico (VS), variación de presión de pulso (VPP), resistencias vasculares sistémicas (RVS), pendiente máxima del ascenso sistólico de la curva de presión arterial (Dp/Dt max) y gasto Cardíaco (GC), en el paciente de las UCI bajo ventilación mecánica invasiva (VMI) ha evolucionado con el transcurrir del tiempo pasando desde la monitoria invasiva Catéter de arteria pulmonar (CAP) a la cabecera del paciente por el método de termodilución intermitente, seguido del mínimamente invasivo por distintos métodos uno de ellos el análisis del contorno de la onda de pulso con calibración externa por termodilución en el caso de la monitoria PICCO o no calibrados como Capstesia y evaluando las ventajas del no invasivo a través de los principios de biorreactancia, bioimpedancia y doppler entre otros(1).

El monitoreo de dichas variables hemodinámicas en el paciente de la UCI permite realizar diagnósticos como el tipo choque, así como la optimización de las variables hemodinámicas a través de la terapia guiada por objetivos que ha demostrado en ensayos clínicos disminuir morbimortalidad, estancia hospitalaria y menores costos hospitalarios(2).

Actualmente ninguna de las técnicas disponibles para monitoreo hemodinámico cumple con todas las características para ser considerada ideal: no invasivo, preciso, continuo, rentable, confiable, reproducible, cómodo para pacientes y médicos, y con efectos adversos mínimos(3).

Siguiendo esta filosofía, aunque el monitor PICCO ha mostrado validez en sus datos con respecto a el CAP tiene limitaciones como el costo de los insumos, la disponibilidad de monitores en la UCI con dicha tecnología, requiere personal sanitario entrenado(4). Teniendo en cuenta lo anterior el objetivo de este trabajo es conocer el grado de concordancia en la medición del GC por el método de termodilución transpulmonar PICCO Y el método de análisis de onda de presión de pulso (Capstesia).

1. Planteamiento del Problema

En las UCI los pacientes críticamente enfermos bajo ventilación mecánica invasiva en la mayoría de los casos necesitan de un abordaje terapéutico amplio incluido soporte inotrópico, vasopresor, reto de líquidos, soporte ventricular avanzado para mantener un equilibrio entre el aporte y la demanda de oxígeno DO_2/VO_2 que garantice una adecuada homeostasis de sistemas y órganos. Una de las variables hemodinámicas que nos permite realizar un abordaje diagnóstico y terapéutico dirigido según las necesidades del paciente (TGO) es el GC definido como el volumen de sangre expulsado por el ventrículo por cada minuto, por lo tanto, la cuantificación precisa de esta variable es fundamental en el paciente críticamente enfermo en donde es difícil realizar un abordaje terapéutico solo con monitoria básica. La terapia dirigida por objetivos TGO ha demostrado disminuir mortalidad, morbilidad y estancia hospitalaria (2).

El cálculo del gasto cardiaco ha tenido una evolución marcada en los últimos años pasando desde la monitoria invasiva por la técnica de termodilución intermitente por el catéter de arteria pulmonar (CAP) el gold standard, a el monitoreo mínimamente invasivo por técnicas como la densitometría de colorante pulsado, dilución de litio, el análisis de la forma de onda arterial, la termodilución transpulmonar por sistema PICCO que se ha posicionado por su adecuada concordancia con el CAP e incluso en las últimas revisiones sistemáticas y meta análisis se ha utilizado como el gold standard para realizar la comparación con la nueva tecnología(5) ; hasta llegar a métodos de monitoreo no invasivo tales como la bioactancia, bioimpedancia, el doppler por ecografía o incluso a través de aplicaciones como el software Capstesia siguiendo el principio de análisis de onda de pulso arterial disponibles para teléfonos inteligentes y Tablet(4).

La disponibilidad limitada o las consideraciones monetarias al adquirir y mantener monitores hemodinámicos avanzados pueden privar a los pacientes y al personal de la salud de

dirigir el tratamiento de manera más individualizada aun cuando hoy en día ya existe evidencia que demuestra que esto influye en el desenlace final de los pacientes (4). Con el avance tecnológico ha surgido una forma alternativa de calcular dichas variables hemodinámicas siguiendo el principio de análisis de onda de pulso como lo es la aplicación Capstesia, que calcula automáticamente el gasto cardíaco (CO), volumen sistólico (VS), la variación de la presión de pulso (VPP), Contractibilidad por Dp/Dt max y resistencias vasculares sistémicas (IRVS) con sus respectivos índices, a partir de una fotografía tomada de cualquier monitor que tenga la gráfica de la onda de pulso arterial (5), por consiguiente, surge la siguiente pregunta de investigación.

1.1 Pregunta de investigación

¿Cuál es el grado de concordancia en la medición del gasto cardiaco por el método de termodilución transpulmonar PICCO Y el método de análisis de onda de presión de pulso (Capstesia)?

Estrategia PICO

Población: Pacientes en UCI en ventilación mecánica invasiva mayores de 18 años.

Intervención: Medición del gasto cardiaco por aplicación Capstesia.

Comparación: Medición del gasto cardiaco por monitor PICCO.

O resultado: Grado de concordancia entre las mediciones de gasto cardiaco por los monitores.

2. Justificación

La tecnología que mide el gasto cardiaco en la última década ha evolucionado vertiginosamente sobre todo en el desarrollo de nuevos monitores no invasivo; es así que existe una nueva herramienta para la medición de variables hemodinámicas avanzadas como lo es la aplicación Capstesia que puede constituir una alternativa sencilla, accesible y económica a los dispositivos actuales de monitoreo sobre todo en países en vía de desarrollo como el nuestro con limitaciones económicas en las UCI del territorio de contar con suficientes monitores, importantes en el aporte de variables hemodinámicas tales como GC, VPP, Dp/Dt max, iRVS que han demostrado que incluidos en los protocolos de manejo disminuye estancia hospitalaria y morbimortalidad. Capstesia se puede descargar como una aplicación para teléfonos inteligentes o tablet y a través de la fotografía de la gráfica de la onda de presión de pulso de cualquier marca de monitor y con su algoritmo propio permite tener información en tiempo real de las variables antes mencionadas.

Dado que Capstesia es una aplicación de reciente desarrollo, se realizó el presente estudio para evaluar la concordancia de sus datos comparado con tecnología disponible en el medio ya validada como es el monitor PICCO. El desarrollo de este estudio permite ofrecer al personal de salud un monitor económico, amigable con el operador y con datos de variables hemodinámicas avanzadas en tiempo real que facilite la toma de decisiones en el tratamiento e incida en los desenlaces finales de los pacientes en VMI de la UCI.

3. Marco teórico y Estado del arte

3.1 Evolucion monitoreo del gasto cardiaco

Adolf Eugen Fick, en 1870, describió por primera vez un método para medir el GC en humanos al postular que la absorción o liberación total de oxígeno por los pulmones es el producto del flujo sanguíneo a través de los pulmones y la diferencia del contenido de oxígeno arteriovenoso(6,7). Según su hipótesis, el GC se puede calcular usando la ecuación: $GC = VO_2 / ([CaO_2 - CvO_2])$ donde VO_2 es el consumo de oxígeno; CaO_2 y CvO_2 se refieren al contenido de oxígeno arterial y venoso mixto, respectivamente. Aunque esta técnica es muy precisa y se usa en laboratorios de cateterismo cardíaco, no es usual a la cabecera del paciente.

A partir de Fick han surgido diferentes métodos, es así que en el año 1967 en la sección de cardiología del hospital Cedars Sinai de Los Ángeles, dos médicos, Jeremy Swan y William Ganz, desarrollaron un catéter flexible que podía, tras introducirse por vía venosa, desplazarse por el torrente circulatorio hasta alcanzar la arteria pulmonar, y, al inflar un balón en su extremo, enclavarse en pequeños vasos distales de dicha arteria. De esta manera era factible realizar la medición de las presiones en el circuito derecho y las presiones pulmonares sistólica, diastólica y media, hasta la de enclavamiento que permitía estimar la presión en aurícula izquierda(8).

Después del origen del catéter de arteria pulmonar (CAP) o Swan Ganz se desarrolló la técnica de termodilución para medir el gasto cardíaco en 1970, que se considera el estándar de oro. En esta técnica se inyecta una cantidad predeterminada de solución salina fría en el puerto proximal de un CAP y luego se miden las variaciones térmicas para así calcular GC usando la curva de termodilución generada y realizando los cálculos basados en la ecuación de Stewart-Hamilton(9)(10).

El problema que surgió a partir de la introducción del catéter de Swan Ganz en la monitoria del paciente en ventilación mecánica invasiva fueron las complicaciones como hemorragia, trombosis, ruptura de arteria pulmonar, neumotórax, infección (10,11)(12)(13); por lo que su uso ahora se restringir a pesar de ser el Gold Standard a pacientes con insuficiencia cardíaca derecha o con hipertensión pulmonar que requieren una titulación de la terapia vasodilatadora pulmonar (14).

Más recientemente, se ha utilizado la termodilución transpulmonar por métodos alternativos que ha demostrado adecuada concordancia en comparación con el CAP y evitar así sus complicaciones. PiCCOplus (Pulsion Medical Systems, Alemania) y EV1000/VolumeView (Edwards Lifesciences, Irvine, CA, EE. UU.) utiliza la técnica de termodilución para la calibración de los datos que calcula de manera continua a través del análisis de la onda de presión del pulso (15).

Otras tecnologías mínimamente invasivas utilizan otros métodos para el cálculo del GC y otros parámetros hemodinámicos; como lo son: El sistema NICO™ (Novamatrix Medical Systems, Wallingford, EE. UU.) que utiliza una modificación del principio de Fick utilizando reinhalación de dióxido de carbono (CO₂) (16); la técnica de dilución de litio LidCOplus que mide cambios continuos de GC en tiempo real basados en el análisis de pulso a través del algoritmo PulseCO utilizando bolos de litio a través de un catéter venoso central o periférico y luego se mide la concentración de litio mediante un sensor conectado a nivel arterial(17).

Se ha descrito el método de análisis del contorno de la onda de pulso, la cual inicialmente fue descrita por Erlanger y Hooker en 1904, quienes dirigieron la atención al uso de la presión del pulso aórtico-arterial para estimar el volumen sistólico (VS)(18). En esta técnica de análisis de la presión del pulso, la forma de onda arterial obtenida de una línea arterial o un sensor de dedo se utiliza para calcular el VS y la resistencia vascular sistémica

(SVR). Un inconveniente importante de esta tecnología es el hecho de que la distensibilidad de la pared aórtica no es lineal. Estos evitan cualquier correlación directa entre la presión y el volumen, pero en 1983, Wesseling et al. desarrolló un algoritmo para compensar la no linealidad de la distensibilidad de la pared aórtica. Esto hizo posible el cálculo del VS integrando el área bajo la fase sistólica de la curva de forma de onda arterial. Posteriormente, se desarrollaron varios métodos basados en modelos que representan la circulación sistémica para la estimación de VS. Estos enfoques se denominan genéricamente métodos de análisis de contorno de pulso, que se han dividido en 2 tipos: automáticos no calibrados y calibrados de manera interna o externa.(19)

Adicionalmente, a partir de 1950 surgen los principios para las técnicas no invasivas como lo es la Bioimpedancia- Bioreactancia, así como el uso de doppler para calcular tanto el GC como otros índices hemodinámicos(20); los anteriores métodos expuestos desde el invasivo CAP, los mínimamente invasivos y lo no invasivos además de calcular GC pueden medir variación de la presión de pulso VPP, variación del volumen sistólico VVS los cuales motivaron a la generación de protocolos como la terapia guiada por objetivos que ayuda a tomar decisiones a la cabecera del paciente e identificar a aquellos respondedores a líquidos o directamente que requieren vasopresores(20,21).

Actualmente ninguna de las técnicas disponibles para monitoreo hemodinámico cumple con todas las características para ser considerada ideal: no invasivo, preciso, continuo, rentable, confiable, reproducible, cómodo para pacientes y médicos, y con efectos adversos mínimos(3). Sin embargo como se ha descrito hasta este punto la evolución en cuanto a tecnología de monitoria hemodinámica tiende hacia el desarrollo de monitores mínimamente invasivos o no invasivos; a la fecha PICCO ha mostrado concordancia con el CAP en varios escenarios clínicos incluso en últimas revisiones se utiliza como el método de referencia para evaluar GC en los nuevos métodos que han surgido en los últimos años. Una nueva tecnología desarrollada

en este campo es la app Capstesia que utiliza el principio del analisis de la onda de pulso a través de la digitalización por medio de fotografía de cualquier monitor de la onda de pulso arterial que está disponible para celulares inteligentes y Tablet (4).

3.2 Monitor Capstesia

Capstesia (Galenic App®, Vitoria-Gasteiz, España) es una nueva aplicación de Android™/iOS™ para smartphones que tras efectuar una fotografía de la pantalla del monitor del paciente, digitaliza las curvas de presión arterial que figuran en el monitor obtenidas de la línea arterial (figura 1). La exploración automatizada de la forma de onda de presión arterial identifica picos y valles, realizando un análisis computarizado, y debido a que la forma de onda de la presión de pulso arterial es una función del volumen sistólico y distensibilidad arterial, su análisis se lleva a cabo estimando el volumen sistólico y tomando la presión diastólica como la línea basal (figura 2). Para el análisis inicial de la onda se solicitan tres valores: la frecuencia cardiaca (FC), la presión arterial sistólica (PAS) y la presión arterial diastólica (PAD). La obtención de la PAS y la PAD es sencilla: la PAS corresponde al valor de la presión del pico sistólico y la PAD al punto más bajo del ciclo cardiaco. Así, la presión arterial media (PAM) se calcula mediante la integral entre el inicio de la sístole y el final de la diástole del área bajo la curva de presión. La $(Dp/Dt \max)$ se obtiene en función de la pendiente de ascenso sistólico de la curva. El volumen sistólico (VS) es el resultado de la integral del área bajo la curva de flujo, situada entre el inicio de la sístole y la incisura o muesca dicota a partir del cual se determinará el GC. El cálculo de las resistencias vasculares periféricas (RVP) se hace a partir de la posición de la incisura dicota y de la pendiente de descenso diastólico de la curva, usando una serie de fórmulas basadas en la edad, peso, talla, frecuencia cardiaca (FC) y PAM. Para estimar la variación de presión pulso (VPP) se determina el gradiente entre la variación de aumento (ΔUp) y de descenso ($\Delta Down$) (4). Por lo que podríamos considerar que la app

Capstesia es una alternativa sencilla, rápida, accesible y de bajo costo a los dispositivos actuales de monitorización hemodinámica avanzada.

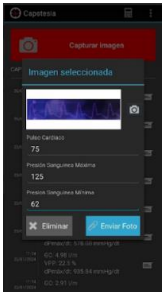
Figura 1. Pasos para determinar el GC mediante la app Capstesia (Galenic App®, Vitoria-Gasteiz, España) autor: Alexander García Castañeda.



1. Tomar foto de la pantalla de monitor desde la opción capturar imagen de la app Capstesia.



2. Interfaz de la app Capstesia.

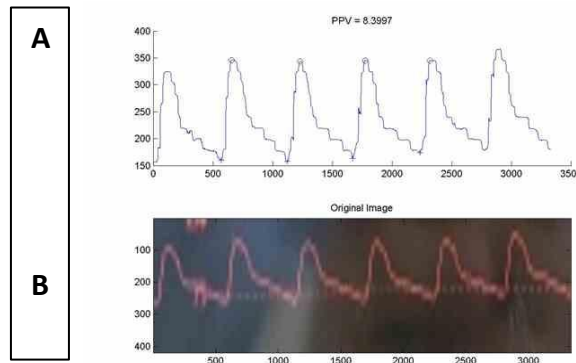


4. Enviar la foto e introducir los datos para estimar el GC



3. recortar la curva de línea arterial

En el estudio de Janai Santiago y colaboradores que incluyó 30 pacientes a los que se les determinó simultáneamente el gasto cardiaco con el monitor Vigileo y la app Capstesia; en este se utilizó el coeficiente de correlación-concordancia de Lin; los valores de gasto cardiaco obtenidos fueron 4.43 ± 1.37 L/min para el monitor Vigileo y 4.45 ± 1.38 L/min para la app Capstesia. El coeficiente de correlación-concordancia de Lin arrojó un valor de 0.966 con IC95% de 0.958 a 0.973 por lo que concluye que existe concordancia sustancial entre los valores de GC medidos por Vigileo y Capstesia en pacientes sometidos a cirugía cardiaca(22).

Figura 2. Imagen digitalizada por Capstesia.

A. La imagen digitalizada por la aplicación se obtuvo después de los pasos mencionados en la figura 1. a una velocidad de barrido de 12 mm/s, con una escala de morfología de la curva arterial de X1. **B.** La exploración automatizada identifica picos (círculos) y valles (cruces) y a partir del análisis de la curva y del conocimiento de los valores de PAS (presión arterial sistólica), PAD (presión arterial diastólica), FC (frecuencia cardíaca), peso y talla del paciente por el algoritmo propio de la aplicación deriva las variables hemodinámicas (GC, iGC, VPP, Dp/Dt max, VS, iVS,RVP). Autor: Aplicación Capstesia.

Un estudio de comparación de métodos en un entorno simulado se comparó la precisión del VPP obtenido por CapstesiaTM con un simulador fisiológico que incluía VPP para mostrar formas de onda arteriales en una pantalla de computador, mostró una reproducibilidad del 10%, un error de medición bajo del 9% y un sesgo bajo del 0.6%. se concluyó que el cálculo de VPP de Capstesia es un sustituto confiable para la determinación manual estándar de VPP en un entorno altamente controlado(23).

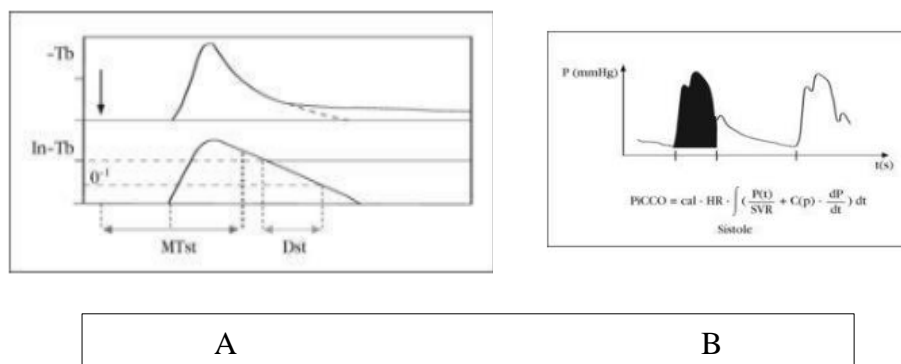
3.3 Monitor PICCO

Calcula el GC por análisis de la curva de termodilución transpulmonar TDTP usando la ecuación de Stewart-Hamilton. Para determinar el GC se precisa la inyección en bolo del indicador, normalmente suero salino isotónico, a través de la luz del catéter venoso central que tiene el sensor de temperatura externo. Una vez en el torrente sanguíneo, el termistor de la punta del catéter arterial PiCCO detecta las variaciones de la temperatura generando la curva de termodilución (fig. 3A). Simultáneamente al proceso de termodilución se realiza el análisis

del contorno de la onda de pulso arterial (fig. 3B), el cual nos determinará la compliance aórtica y nos permite el cálculo continuo del gasto cardiaco GC. Así se calibra el algoritmo utilizado por la tecnología PiCCO®, el volumen sucesivo del latido continuo e individual, el volumen del GC y la variación del volumen latido(23,24).

El sistema PiCCO® consta de un catéter venoso central y un catéter arterial de termodilución específico del sistema. El acceso venoso utilizado puede ser una vena subclavia, yugular o femoral. En la luz distal de la vía central se conecta el sensor de temperatura de la solución inyectada, que se une al cable azul del sensor de temperatura del interfaz. Los catéteres arteriales disponibles permiten canalizar la arteria femoral, braquial, axilar o radial. El catéter tiene dos luces, una luz con el extremo de color blanco donde se conecta el transductor de presión arterial con la línea de presión, que a su vez se unirá con el monitor, y otra luz con el extremo rojo donde se conecta el cable de temperatura arterial (con cabezal rojo) de la interfaz. Una vez conectados los extremos de temperatura arterial y venosa de la interfaz, estos se conectan al monitor (24).

Figura 3. A curva de termodilución B curva de análisis del contorno de pulso.



Para la medición de termodilución se inyecta el indicador (suero salino isotónico) cuyo volumen será indicado por el monitor según el peso y talla del paciente, y cuya temperatura será inferior a 8 °C si se utiliza suero frío (variará en función del tipo de catéter arterial). Estos datos habrá que confirmarlos o modificarlos en el momento previo a realizar la calibración. El

tiempo de inyección será inferior a 5 segundos, y siempre a través de la luz con el sensor de temperatura externo (luz distal de la vía central). Tras unos 10 segundos (variará en función del GC) el termistor de la punta del catéter arterial detecta la diferencia de temperatura sanguínea, comenzando la curva de termodilución(24) .Se recomiendan tres mediciones para la calibración inicial del sistema. Además, se deben realizar calibraciones cada 8 horas, y por supuesto cada vez que la situación hemodinámica del paciente así lo precise. Para la obtención de los parámetros es necesario introducir el valor de la PVC cada vez que se realice una nueva calibración.

Tabla 1 se muestran las variables calculadas por el método PICCO(24).

Variable	Valor normal
Índice cardíaco	3,0-5,0 l/min/m ²
Volumen de sangre intratorácico	850-1.000 ml/m ²
Agua pulmonar extravascular indexada	3,0-7,0 ml/kg
Frecuencia cardíaca	60-90 lpm
Presión venosa central	2-10 mmHg
Presión arterial media	70-90 mmHg
Índice de resistencia vascular sistémica	1.600-2.400 din-seg-m ² /cm ⁵
Volumen global al final de la diástole	680-800 ml/m ²
Índice de permeabilidad vascular pulmonar	1-3
Velocidad de aumento de la presión arterial	1.200-2.000 mmHg/seg
Variación del volumen sistólico	< 10%
Variación de presión de pulso	< 13%

3.4 Terapia guiada por objetivos por VPP

La administración de líquidos provoca un aumento significativo del gasto cardíaco en sólo la mitad de los pacientes de la UCI. Esto ha llevado al concepto de evaluar la capacidad de respuesta de los fluidos antes de infundirlos. La variación de la presión del pulso (VPP), que cuantifica los cambios en la presión del pulso arterial durante la ventilación mecánica, es una de las variables dinámicas que pueden predecir la capacidad de respuesta a los líquidos. En los casos de respuesta a la precarga biventricular se producen grandes cambios en el volumen sistólico del ventrículo izquierdo durante la VM y, por tanto, en la presión del pulso(25). Varios estudios demostraron que la VPP predice con precisión la capacidad de respuesta a los líquidos cuando los pacientes están bajo ventilación mecánica controlada, Guías como sobreviviendo a la sepsis recomiendan el uso de índices de respuesta a los líquidos, incluido el VPP(25,26).

La capacidad de respuesta a los líquidos se define generalmente como la capacidad del corazón para aumentar su volumen sistólico o gasto cardíaco en respuesta a un bolo de líquido. Fisiológicamente, la capacidad de respuesta a los líquidos implica que ambos ventrículos responden a la precarga (es decir, operan en la parte pronunciada de la curva trazada a partir de la relación respectiva entre el volumen sistólico y la precarga; mecanismo de Frank-Starling). Dado que la sobrecarga de líquidos puede causar daño a los pacientes de la UCI , particularmente a los que no responden a los líquidos, es importante detectar la capacidad de respuesta a los líquidos antes de administrarlos(25).

A finales de la década de 1990, la cuantificación de la variación del volumen sistólico según la respiratoria surgió como una aplicación práctica de los principios teóricos de interacción corazón-pulmón descritos en la década de 1980 por expertos en fisiología cardiovascular y respiratoria. El trasfondo fisiológico es que la ventilación mecánica induce cambios cíclicos en las condiciones de carga de ambos ventrículos. La insuflación disminuye

la precarga del ventrículo derecho (VD) como consecuencia de la disminución del retorno venoso debido al aumento inspiratorio de la presión intratorácica. La insuflación generalmente aumenta la poscarga del VD como consecuencia del aumento inspiratorio de la presión transpulmonar, Como resultado, el volumen sistólico del VD es mínimo al final de la insuflación. Generalmente se supone que la reducción del retorno venoso en inspiración es el mecanismo predominante, especialmente si el ventrículo derecho opera en la parte pronunciada de la curva de Frank-Starling (capacidad de respuesta a la precarga del VD). La disminución inspiratoria del volumen sistólico del VD conduce a una disminución del llenado del ventrículo izquierdo (VI) después de un desfase de dos a cuatro latidos debido al tiempo de tránsito sanguíneo pulmonar. Esto generalmente ocurre durante la espiración. En casos de capacidad de respuesta de la precarga del VI, la disminución de la precarga del VI finalmente resulta en una disminución del volumen sistólico del VI. A partir de estos principios fisiológicos, se ha postulado que durante la ventilación mecánica, deberían ocurrir grandes cambios en el volumen sistólico del VI en casos de respuesta a la precarga biventricular, mientras que no debería ocurrir ningún cambio en el volumen sistólico del VI si al menos un ventrículo no responde a la precarga(25).

Para calcular la variabilidad de presión pulso (VPP) el monitor hemodinámico detecta la presión de pulso máxima (presión arterial sistólica – presión arterial diastólica máximas) y la presión de pulso mínima (presión arterial sistólica – presión arterial diastólica mínimas) durante un trazado de 15-30 segundos o por lo menos 5 ciclos respiratorios; posteriormente calculará la VPP de forma automática empleando la siguiente fórmula(25,27):

$$VPP= 100 \times \frac{PP \text{ max} - PP \text{ min}}{PP \text{ min}}$$

De donde: VPP: Variación de presión de pulso. PP máx: Presión de pulso máximo= Presión arterial sistólica máx – Presión arterial diastólica máx. PP mín: Presión de pulso mínimo=

Presión arterial sistólica mín – Presión arterial diastólica mín. PP promedio: presión de pulso promedio= (PP máx. + Ppmín)/2

Los pacientes hipovolémicos son más sensibles a las consecuencias hemodinámicas de la ventilación con presión positiva, lo que conducirá a mayores valores de VPP(28). La VPP es un fuerte predictor de respuesta a volumen , cuyo punto de corte para definir si un paciente es respondedor a volumen es > 13% en el monitor PICCO un reciente estudio realizado con la aplicación Capstesia encontró que el umbral se encuentra en >15(29); sin embargo, podría existir una zona gris entre 10 y 15%, por factores como ventilación con volúmenes corrientes bajos y vasodilatación secundaria a la anestesia general o sedación profunda, por lo que sería útil aplicar un mini-reto de volumen (4 ml/kg en 5 minutos) o un test de elevación de piernas para evaluar aumento del gasto cardíaco(30).

La medición de la VPP debe cumplir con los siguientes requisitos para realizar una adecuada evaluación de la misma(30,31):

- Ventilación mecánica totalmente controlada
- Ventilación con volumen corriente ≥ 8 ml/kg
- PEEP ≤ 10
- Ritmo sinusal
- Tórax cerrado

Las siguientes condiciones conllevan a interpretaciones erróneas de la VPP:

- Atrapamiento aéreo
- Disminución en la distensibilidad de la pared torácica
- Disfunción ventricular derecha
- Hipertensión abdominal

4. Objetivos

4.1 Objetivo general

- Determinar el grado de concordancia en la medición del gasto cardiaco entre monitoria PICCO y Capstesia.

4.2 Objetivos específicos:

- Describir las características clínicas y demográficas de la población monitorizada.
- Describir el grado de concordancia para las mediciones de la VPP entre los 2 monitores.
- Describir el grado de concordancia de $dP \max/dt$ y RVS entre los 2 monitores.
- Describir el grado de concordancia de los índices de gasto cardiaco y resistencia vascular sistémica entre los dos monitores.

5. Materiales y métodos

5.1 Diseño del estudio:

Estudio analítico tipo Corte transversal (Evaluación de tecnología diagnóstica)

5.2 Población:

- **Población blanco:** Monitoria de paciente usuario del hospital universitario de Santander (HUS) y Foscil internacional.

- **Población Referencia:** Hospitalizados en la UCI adultos.

- **Población elegible:** Ventilación mecánica invasiva.

5.3 Criterios de Inclusión

- Pacientes en la UCI mayores de 18 años en ventilación mecánica invasiva.

- Pacientes monitorizados a criterio del intensivista con monitoria PICCO.

5.4 Criterios de exclusión

- Gestantes.

5.5 Tamaño Muestral

Se realizó el cálculo del tamaño de muestra basado en los límites de acuerdo y aceptando un error de precisión entre 20% y 30% según lo aceptado por Blad y Altman (Hasta el 30%), se realizarán de a 3 a 5 tomas estandarizadas por cada evaluación del GC, se requieren al menos 120 tomas por cada grupo.

5.6 Variable resultado

Grado de concordancia según coeficiente de LIN del GC calculado por Capstesia y PICCO; los puntos de corte en los que se basara el estudio son:

- Concordancias pobres los valores < 0.90

- Moderadas entre 0.90 y 0.94

- Sustanciales entre 0.95 y 0.99

- Casi perfectas > 0.99 en caso de acuerdo perfecto el valor es 1.

5.7 Variables resultado secundarias

Grado de concordancia según coeficiente de LIN entre los dos monitores para las siguientes variables:

- Variabilidad de presión de pulso
- Índice de volumen sistólico
- Pendiente máxima del ascenso sistólico dP_{max}/dT
- Resistencias vasculares sistémica.

5.8 Variable explicatoria: tipo de monitor

- Monitor PICCO
- Aplicación Capstesia

5.9 Variables Independientes:

Tabla 2 Variables demograficas y antecedentes

Variable	Conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Codificación	Relación entre variables
Edad	Tiempo transcurrido en años cumplidos hasta el momento del ingreso al estudio	Pregunta Número 1 del instrumento de recolección	Cuantitativa de razón en años	Números absolutos	Independiente

Sexo	Sexo al que corresponde el paciente que ingresa al estudio	Pregunta Número 2 del instrumento de recolección	Cualitativa nominal	Masculino - Femenino	Independiente
Peso	Peso del paciente referido por el mismo ó estimado por el anestesiólogo	Pregunta Número 3 del instrumento de recolección	Cuantitativa en Kilogramos	Números absolutos	Independiente
Talla	Talla del paciente referido por el mismo ó estimado por el anestesiólogo	Pregunta Número 4 del instrumento de recolección	Cuantitativa en centímetros	Números absolutos	Independiente
Antecedentes	Antecedentes previos del paciente	Pregunta Número 5 del instrumento	Cualitativa nominal	Nombre de los antecedentes	Independientes

		de recolección		previos de los pacientes	
Diagnóstico	Diagnóstico principal del paciente.	Pregunta Número 6 del instrumento de recolección	Cualitativa nominal	Nombre del Diagnóstico con el que ingresó a sala de cirugía	Independiente

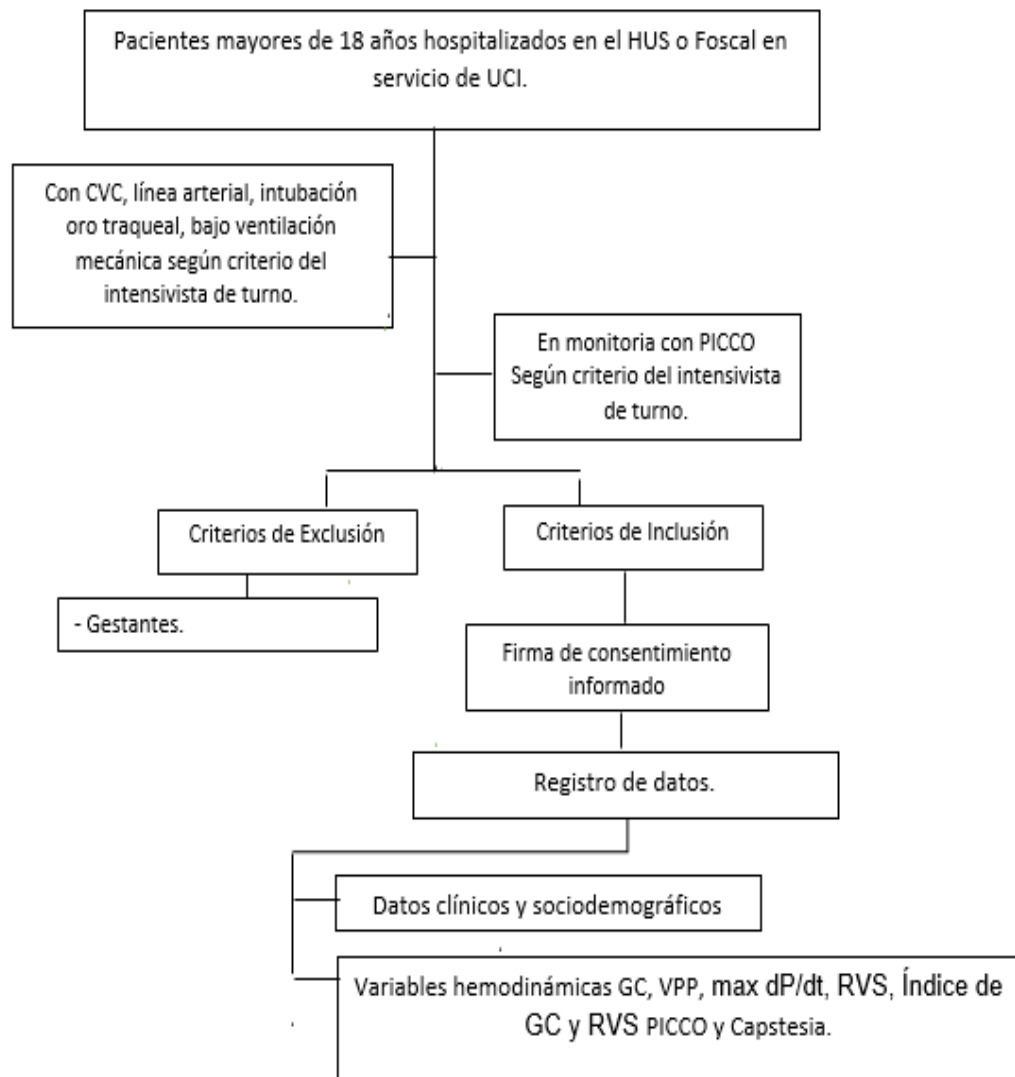
Tabla 3 variables clinicas

Variable	Conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Codificación	Relación entre variables
Tipo de choque	Tipo de choque con el que se sospecha esté cursando el paciente	Pregunta Número 7 del instrumento de recolección	Cualitativa nominal	Hipovolémico Distributivo Cardiogénico Neurogénico Ninguno	Independiente

Requerimiento de vasopresores ó inotrópicos	Necesidad de uso de fármacos que producen aumento del tono vascular (noradrenalina, adrenalina, etilefrina) ó aumento de cronotropismo y inotropismo (Dopamina ó dobutamina)	Pregunta Número 8 del instrumento de recolección	Cualitativa nominal	Si- no	Independiente
Tipo de soporte vasopresor y/ó inotrópico utilizado	Si utilizó algún vasopresor ó inotrópico aclarar cuál fue.	Pregunta Número 9 del instrumento de recolección	Cualitativa nominal	Nombre del vasopresor ó inotrópico empleado	Independiente

5.10 Flujograma de selección de pacientes

Figura 4. Flujograma selección de pacientes



5.11 Metodología y técnica de recolección

Se incluyó a pacientes de la UCI mayores de 18 años en ventilación mecánica invasiva, monitorizados a criterio del intensivista con la tecnología PICCO; se excluyeron a las pacientes gestantes. El grupo de residentes de la especialización de Anestesiología y Reanimación de la UIS recibió entrenamiento teórico práctico tanto para el manejo como interpretación de dichos equipos (aplicación Capstesia y monitor PICCO), lo anterior sirvió como apoyo dentro de la identificación de pacientes sin embargo fue única y exclusiva responsabilidad del investigador principal la recolección de las variables demográficas, clínicas y las hemodinámicas avanzadas calculadas por el software Capstesia y por el monitor PICCO. Cabe aclarar que el médico residente y el médico tratante no fueron sujeto de investigación, por lo tanto, no se les tomó información personal ni se le aplicaron consentimiento informado (ver aspectos éticos).

Se identificó a los pacientes de la UCI que el intensivista de turno decidió monitorizar PICCO y se invitó a el familiar legalmente responsable dado que el paciente se encontraba bajo Sedación profunda y en VMI para que participara en este estudio, los que aceptaron firmaron el consentimiento informado. Se monitorizó las variables hemodinámicas habituales registradas por el monitor PICCO, tales como: gasto cardiaco (GC), índice cardiaco (IGC), índice de resistencias vasculares sistémicas (RVSI), variabilidad de presión de pulso (VPP), Volumen sistólico (VS) índice de volumen sistólico (IVS), Dp/Dt max. Simultáneamente se digitalizó la pantalla con la onda de presión arterial mediante el uso de la app Capstesia, estimándose el gasto cardiaco (GC), el índice cardiaco (IGC), el VS, el índice de volumen sistólico (IVS), la resistencia vascular sistémica (RVS). Durante la estancia en UCI a todos los pacientes se les calculó el gasto cardiaco (GC) y las demás variables mencionadas cada vez que existió cambios hemodinámicos importantes o se le realizó ajustes en el manejo farmacológico según criterio del intensivista, siendo registrados en el instrumento de recolección y en una tabla de excel.

6. Logística del estudio

6.1 Lugar de ejecución del protocolo:

Hospital Universitario de Santander (HUS) y Foscal Internacional de Colombia.

7. Cronograma

Inicio: Diciembre de 2022 **Finalización:** Marzo 2024

Toma de datos: Meses de febrero 2023 y enero de 2024

Tiempo de duración del estudio: 15 meses (Apendice C)

8. Presupuesto y financiación

Protocolo y Discusión: Alexander García Castañeda, investigador principal, Dr. Héctor Julio Meléndez, Asesor.

Recolección de datos: Alexander García Castañeda, Investigadora principal. Análisis Estadístico y Publicación: Alexander García Castañeda, investigador principal, Dr. Héctor Julio Meléndez, Asesor.

Recursos: Los recursos para la financiación del mismo estuvieron a cargo del investigador principal. No se ofrecieron estímulos económicos a los pacientes participantes. Apendice D.

9. Consideraciones Éticas

La presente investigación se realizó previa aprobación del comité de ética medica de la UIS (CEINCI), el comité de ética del Hospital Universitario de Santander y de la FOSCAL internacional, respetando la normatividad ética para la investigación biomédica. Por ende, atiende los principios de la declaración de Helsinki y el informe de Belmont en consonancia con la Resolución 008430 de 1993 articulo 11, por la cual se dictan las normas técnicas, científicas y administrativas para la investigación en salud en Colombia la presente

investigación es clasificada en la categoría **SIN RIESGO**, debido a su carácter prospectivo, descriptivo, analítico y sabiendo que los datos se tomaron del monitor que estaba utilizando el paciente durante la estancia en UCI. La población de estudio se encontraba bajo ventilación mecánica invasiva, con CVC, con línea arterial y bajo monitoria hemodinámica PICCO según el criterio del intensivista o anestesiólogo de turno, por tanto, con el presente estudio **NO SE HIZO NINGUNA INTERVENCIÓN**.

9.1 Tratamiento de datos personales

Los datos personales de los participantes se manejaron bajo lo estipulado en la Ley 1581 de 2012, garantizándose la intimidad y confidencialidad de la información personal, la cual se utilizó solo por los investigadores a cargo, restringiéndose el acceso a la misma a cualquier otra persona ajena a la investigación. Para garantizar la confidencialidad, en la base de datos, **NUNCA** se registro el nombre del paciente ni numero de cedula dado que los datos provenían del monitor por lo que en la base de datos se registra como numero de muestra y en todo caso nunca datos que identificaran al paciente.

9.2 Consentimiento informado

De acuerdo con los principios establecidos en la Declaración de Helsinki y teniendo en cuenta la Resolución 008430 de 1993 artículo 11, al realizar la captura de la imagen del monitor se describe información personal como signos vitales del paciente, por lo tanto se realizó consentimiento informado previa explicación de los objetivos, diligenciamiento y autorización por el familiar o responsable legal en ese momento del paciente dado que este se encontraba en estado de inconsciencia por su condición clínica de base.

10. Resultados

10.1 Análisis de datos y aspectos estadísticos

Para la evaluación de las variables sociodemográficas se utilizó estadística descriptiva, utilizando medidas de tendencia central y dispersión. Para variables cuantitativas con distribución normal se obtuvo una media aritmética y desviación estándar. Para la evaluación de la concordancia se utilizó el coeficiente de concordancia de Lin (CCL). El CCL método agregado que valora la concordancia global mediante un único valor, permite establecer si los datos obtenidos se desvían de manera significativa de la línea de concordancia perfecta. Comprende dos componentes: la medida de exactitud de los datos obtenidos por el instrumento, es decir, la cercanía de los datos de la línea de concordancia. El segundo es la precisión, o sea, la distancia o dispersión de los datos obtenidos alrededor de la línea de mejor ajuste de los datos obtenidos. En caso de un acuerdo perfecto (precisión y exactitud) el CCL adquiere el valor de 1. Se utilizaron los siguientes valores para la interpretación del CCL: se clasificaron como concordancias pobres los valores < 0.90 , concordancias moderadas los valores entre 0.90 y 0.94, concordancias sustanciales entre 0.95 y 0.99 y concordancias casi perfectas > 0.99 . Adicionalmente se utilizó el gráfico de Bland Almant método para evaluar concordancia de manera desagregada tomando en cuenta el sesgo sistemático y el aleatorio(32). Para comparar la diferencia entre mediciones se realizó la prueba t de Student. En la comparación cuantitativa, un valor de $p < 0.05$ fue considerado estadísticamente significativo. Para el procesamiento y análisis estadístico de los datos, se construyó una base de datos electrónica con el software Excel versión 2016 complemento Xrealstats para Windows.

10.2 Características clínicas y demográficas de la muestra

Para el análisis de concordancia se realizaron en total 240 mediciones para cada una de las variables calculadas por el monitor Capstesia y PiCCO (GC, IVS, VPP, Dp/Dt max, IRVS) en diferentes momentos y bajo diferentes escenarios clínicos. El promedio de edad fue 69.8 \pm 15.3 años, el 62.5 % fueron del género femenino, Las característica clínicas y sociodemográficas aparecen descritos en la Tabla 4.

Tabla 4 Características clínicas y demográficas

Variable	Media	Min – Max (DS)
Edad (años)	69.8	43 – 87 (\pm 15.30)
Peso (Kg)	66	50 – 85 (\pm 11.25)
Talla (cm)	161	150- 170 (\pm 8.16)
Sexo Femenino (%)	62.5%	
Antecedentes		
		(%)
Hipertensión	62.5%	
Diabetes tipo 2	25%	
Obesidad grado 1	25%	
SAHOS	12.5%	
EPOC	12.5%	
Hipertensión pulmonar	12.5%	
Infarto agudo miocardio	12.5%	
Leucemia	12.5%	
VIH	12.5%	
Índice Paquete cigarrillo Año (Promedio)	12.5paq/año	

10.3 Características del tipo de choque, disfunción orgánica y vasopresor.

Todas las muestras obtenidas correspondían a choque séptico que coexistían con otro tipo de choque ver tabla 5. Todos los pacientes tenían insuficiencia respiratoria aguda, el 65% tenían disfunción de más de 3 órganos, el 72.5 % tenían infusión de al menos 1 vasopresor la

más frecuente con noradrenalina y 30% un inotrópico la más frecuente dobutamina 20.83% ver tabla 5.

Tabla 5 Tipo de choque, disfunción orgánica e Inotrópico y vasopresor

Tipo de choque	%(muestras)
Mixto (Séptico +Cardiogénico)	50% (120)
Mixto (Séptico +Obstructivo)	28.33% (68)
Mixto (Séptico+Hipovolémico)	13.33% (32)
Séptico	8.34% (20)
Disfunción Orgánica	
Respiratoria. (Insuficiencia Respiratoria Aguda)	100% (240)
- Tipo I (Hipoxémica)	73.33% (176)
- Mixta (Hipoxémica + Hipercápnica)	26.67% (64)
Cardiovascular	100% (240)
Renal (Enfermedad renal Aguda)	84.17% (202)
- KDIGO II	62.5% (150)
- KDIGO III en TRR	21.67% (52)
Neurológico	42.5% (102)
- Encefalopatía hipóxico isquémica (post parada cardiaca)	28.33% (68)
- Encefalopatía Hepática	14.17% (34)
Hematológico	63.33% (152)
- CID (coagulación intravascular diseminada)	28.33% (68)
- Bicitopenia (trombocitopenia + anemia)	21.67% (52)
- Pancitopenia	13.33% (32)
2 órganos	15.83% (38)
3 órganos	19.17% (46)
Mas de 3 órganos	65 % (156)
No de Vasopresores	
(1) Noradrenalina	72.5% (174)
(2) Noradrenalina +Vasopresina	21.67% (52)
(3) Noradrenalina + Adrenalina + Vasopresina	2.5% (6)
No Inotrópicos	
# 1	30% (72)
Dobutamina	20.83% (50)
Milrinone	9.17% (22)

10.4 Medición y grado de concordancia de gasto cardiaco Capstesia y PiCCO

Del total de las muestras recolectadas. La media de gasto cardíaco fue de 4.52 para PiCCO y 4.56 Capstesia esta diferencia no fue estadísticamente significativa ($p = 0.84$). ver tabla 6. El coeficiente de concordancia de Lin fue de 0,95 con IC95% de 0.93 y 0.96 el cual

corresponde a concordancia sustancial. Se gráfico el Bland Altman junto con la determinación de los límites de concordancia (figura 4a).

10.5 Medición y grado de concordancia de gasto cardiaco Capstesia y PiCCO con 1 o más vasopresores.

El 72.5 % (n=174) de las muestras en el momento de la medición del GC por Capstesia y PiCCO tenían infusión de 1 vasopresor (Norepinefrina). Para cumplir nuestro objetivos y dado los reportes de literatura de posibles sesgos de medición por uso de este tipo de medicamentos, nosotros realizamos la evaluación del GC. La media de gasto cardiaco fue de 4.81 para PiCCO y 4.80 Capstesia esta diferencia no fue estadísticamente significativa ($p = 0.98$). ver tabla 7. El CCL fue de 0,93 con IC95% de 0.93 y 0.95 el cual corresponde a concordancia moderada, así mismo se graficó el Bland Altman junto con la determinación de los límites de concordancia (figura 4b).

El 24,2 % de las muestras (n=:58) en el momento de la medición del GC por PiCCO y Capstesia tenían infusión de ≥ 2 vasopresores con medias de 3.47 y 3.68 respectivamente con una diferencia de medias no estadísticamente significativa $P: 0.64$. El CCL fue de 0,95 con IC95% de (0.93 y 0.98) el cual corresponde a un nivel de concordancia sustancial (tabla 6). Con cálculo de Bland Altman con determinación de los límites de concordancia en (Figura 4c).

10.6 Medición y Grado de concordancia de VPP Capstesia y PiCCO

Los valores de la media de VPP fue de 12,31 para PICCO y 13,13 para capstesia esta diferencia no fue estadísticamente significativa ($p=0,35$) Ver tabla 6. El coeficiente de concordancia de Lin fue de 0,98 con IC95% de 0.97 y 0.99 el cual corresponde a concordancia

sustancial. Adicionalmente, se realizó el gráfico de Bland Altman junto con la determinación de los límites de concordancia (figura 5a).

10.7 Medición y grado Concordancia de VPP Capstesia y PiCCO con 1 o más vasopresores.

El 72.5 % de las muestras (n=174) en el momento de la medición de VPP por Capstesia y PiCCO tenían infusión de 1 vasopresor (Norepinefrina) con medias de 12.20 y 11.53 respectivamente la diferencia de medias no fue estadísticamente significativo $P= 0.48$. El coeficiente de concordancia de Lin fue de 0,98 con IC95% de (0.96 y 0.98) el cual corresponde a un nivel de concordancia sustancial (tabla 6). Adicionalmente se realizó el grafico de Bland Altman (Figura 5b).

El 24,2 % de las muestras (n=58) en el momento de la medición de VPP por Capstesia y PiCCO tenían infusión de ≥ 2 vasopresores con medias de 17.21 y 15.78 respectivamente con diferencia de medias no estadísticamente significativo $P= 0.44$. El CCL fue de 0,97 con IC95% de (0.95 y 0.98) el cual corresponde a un nivel de concordancia sustancial (tabla 7). Adicionalmente se realizó el grafico de Bland Altman (Figura 5c).

10.8 Grado de Concordancia VPP Capstesia y PiCCO antes y posterior a bolo de líquidos

El 20.8 % del total de las muestras se encontraban en la zona de respuesta a líquidos por umbral de $VPP \geq 13$ tanto en PiCCO como en Capstesia por lo que a criterio del tratante se administró “bolo” de líquidos entre 3 a 5 cc/kg en promedio 4 cc/kg. El promedio de VPP previo al bolo de líquidos fue de 19.89 PiCCO y 19.58 Capstesia esta diferencia no fue estadísticamente significativa $P:0.69$. Posterior al bolo ningún dato de VPP fue ≥ 13 ni por Capstesia ni PiCCO el promedio fue de 10.64 y 10.63 respectivamente sus diferencias no

fueron estadísticamente significativas $P:0.99$ por lo tanto no se administró ningún bolo adicional. Además, se estableció un CCL pre bolo de 0.97 y posterior al bolo de 0.95 (IC 95% de 0,92-0,98) respectivamente (Tabla 8) que corresponde a concordancias sustanciales y el bland altman con un dato por fuera de los límites de acuerdo tanto antes como después del bolo (ver fig 6).

10.9 Medición y grado de concordancia Índice de volumen sistólico IVS PiCCO y Capstesia

Los valores promedio de iVS de PiCCO fue 27.94 y de Capstesia 28.65 la diferencia entre estas medidas no fueron estadísticamente significativas $P: 0.51$ ver tabla 7. El CCL fue de 0.93 con IC95% de 0.90 y 0.95 correspondiente a concordancia moderada, se realizó el gráfico de Bland Altman junto con la determinación de los límites de concordancia (figura 7a)

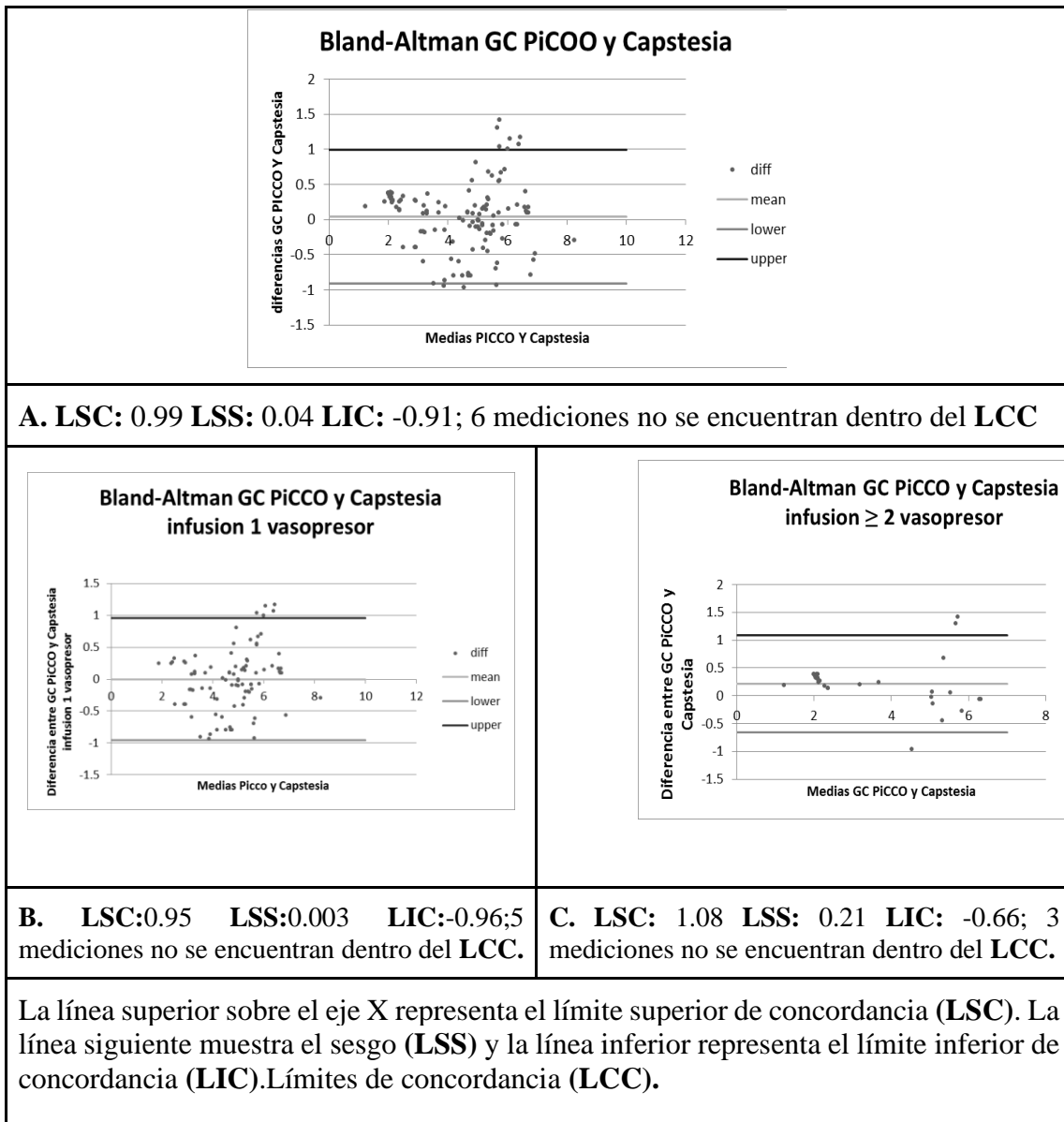
10.10 Medición y grado de concordancia de Dp/Dt max PiCCO y Capstesia

Otro de los objetivos que nos propusimos evaluar fue Dp/Dt max. Los valores promedio de PiCCO fue 1085.90 y Capstesia 1166.90 la diferencia entre estas medidas no fueron estadísticamente significativas $P: 0.10$ ver tabla 7. El CCL fue de 0.93 con IC95% de 0.90 y 0.95 corresponde a concordancia moderada, se realizó el gráfico de Bland Altman junto con la determinación de los límites de concordancia (figura 7 b)

10.11 Medición y grado de concordancia de iRVS PiCCO y Capstesia

Los valores promedio de iRVS para PiCCO fue 2246,49 y Capstesia 2028,35 la diferencia entre estas medidas fueron estadísticamente significativas $P: 0.008$ ver tabla 7. El CCL fue de 0.83 con IC95% de 0.76 y 0.88 corresponde a concordancia pobre, se realizó el gráfico de Bland Altman junto con la determinación de los límites de concordancia (figura 7c)

Figuras 5 Concordancia Gasto Cardiaco con o sin vasopresor Capstesia y PiCCO según Bland y Altman.



Figuras 6 Concordancia VPP con o sin vasopresor Capstesia y PiCCO según Bland y Altman.

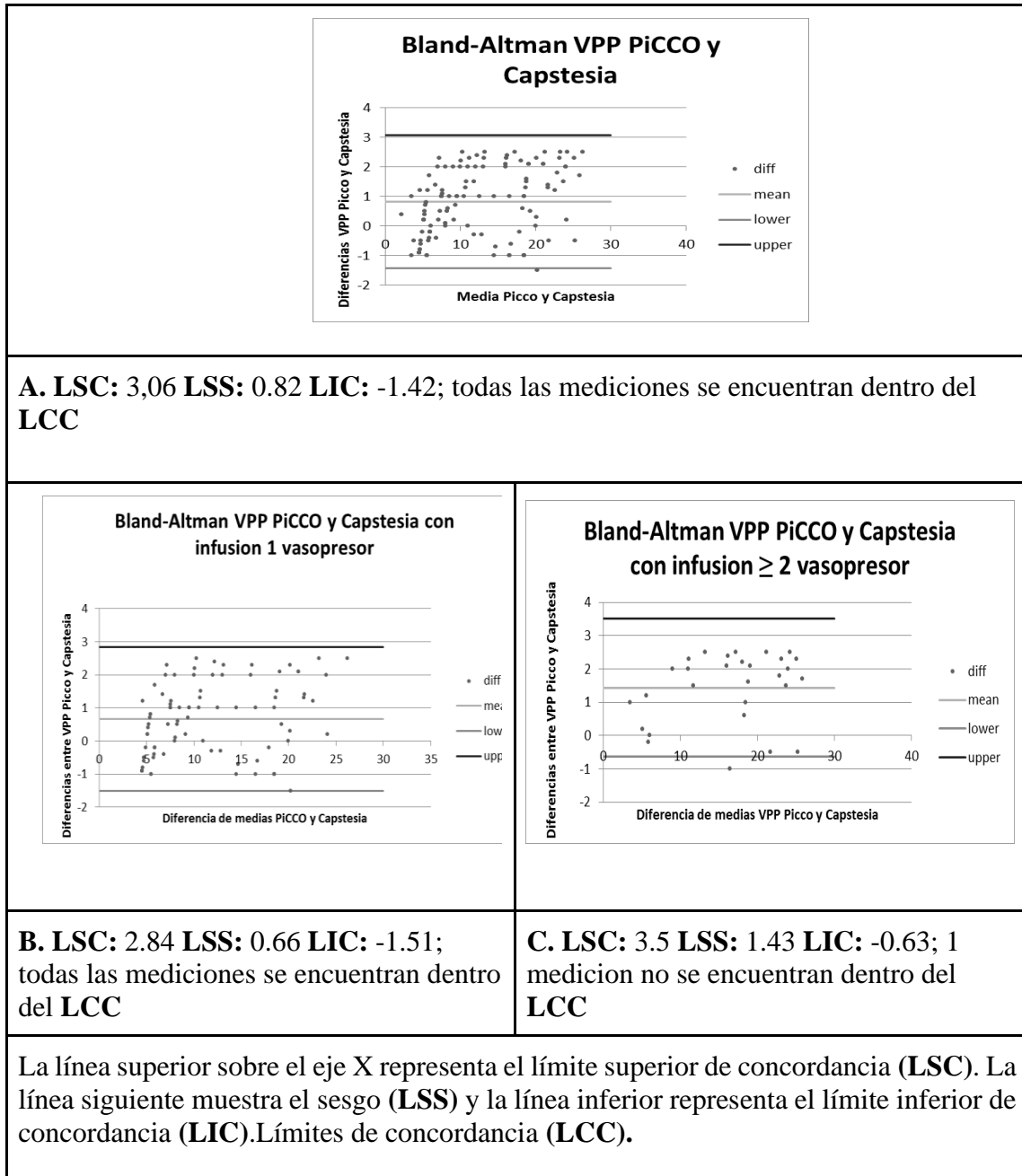


Figura 7. Concordancia VPP Capstesia y PICCO posterior a bolo de líquidos

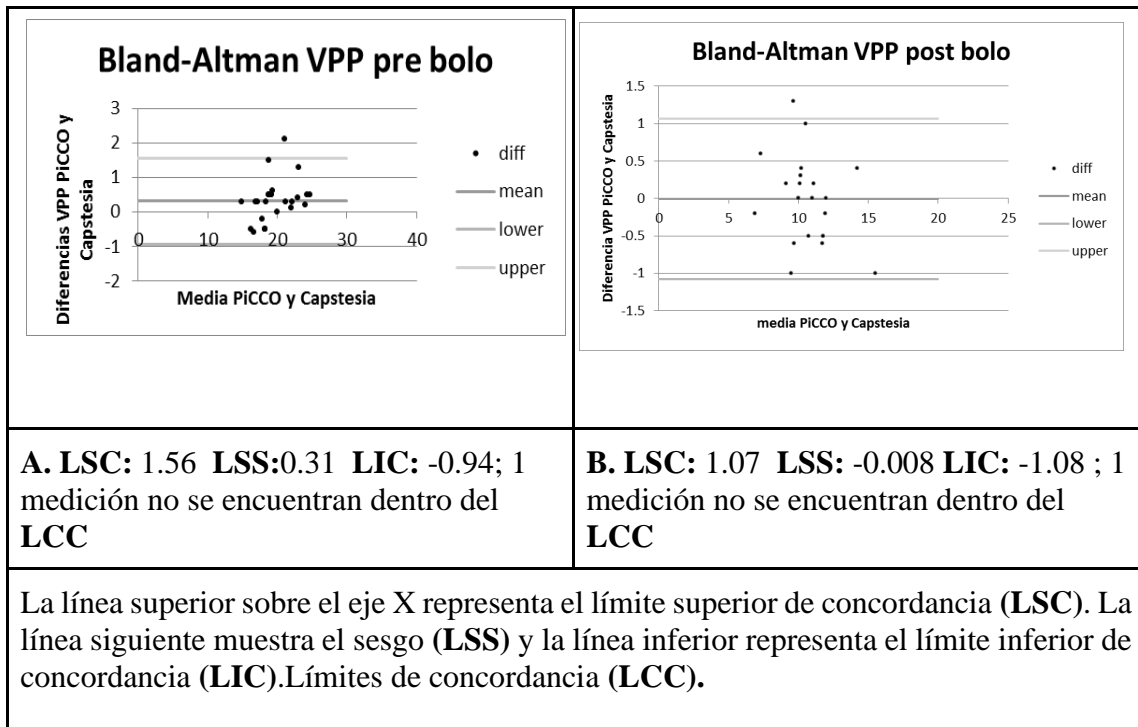
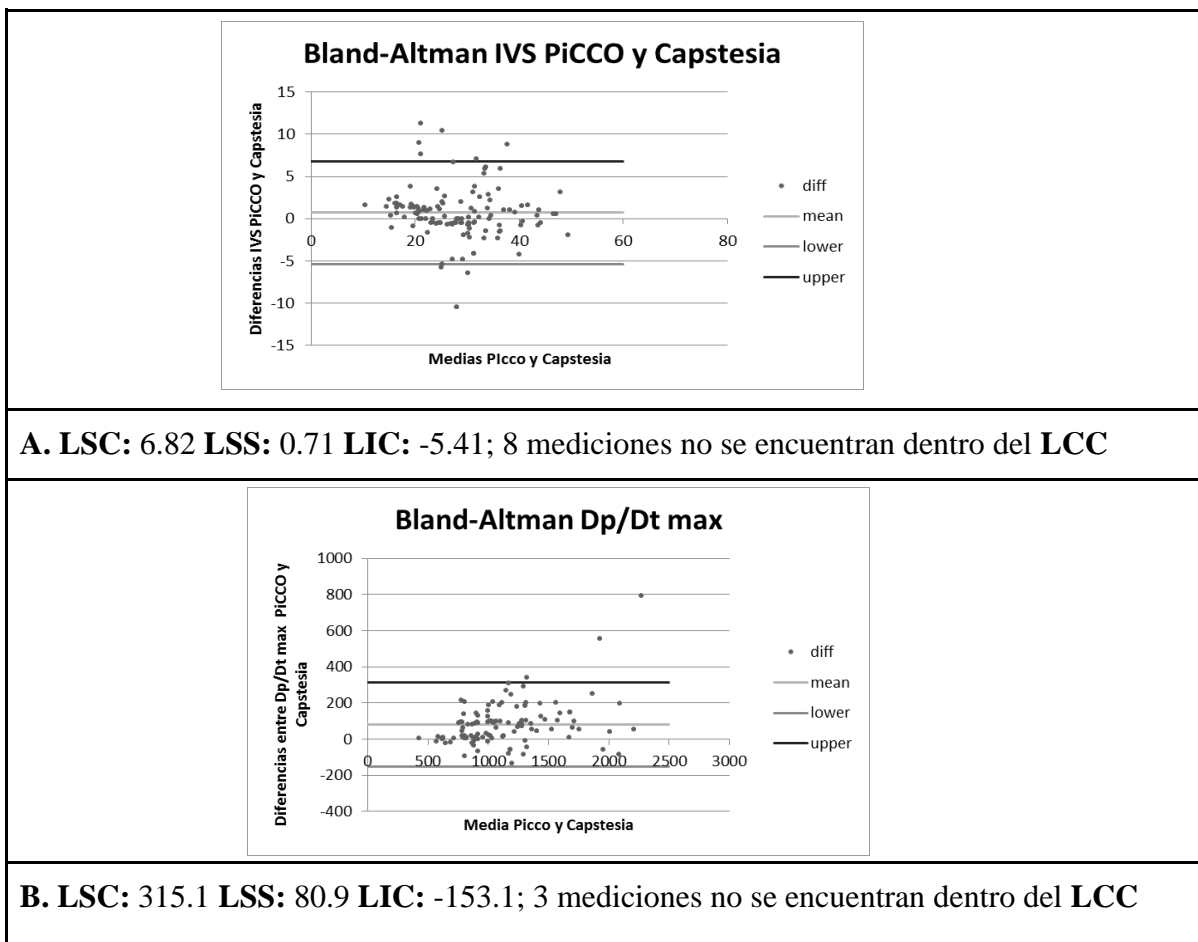


Figura 8. Concordancia bland-altman iVS, Dp/Dtmax y iRVS Capst y PiCCO.



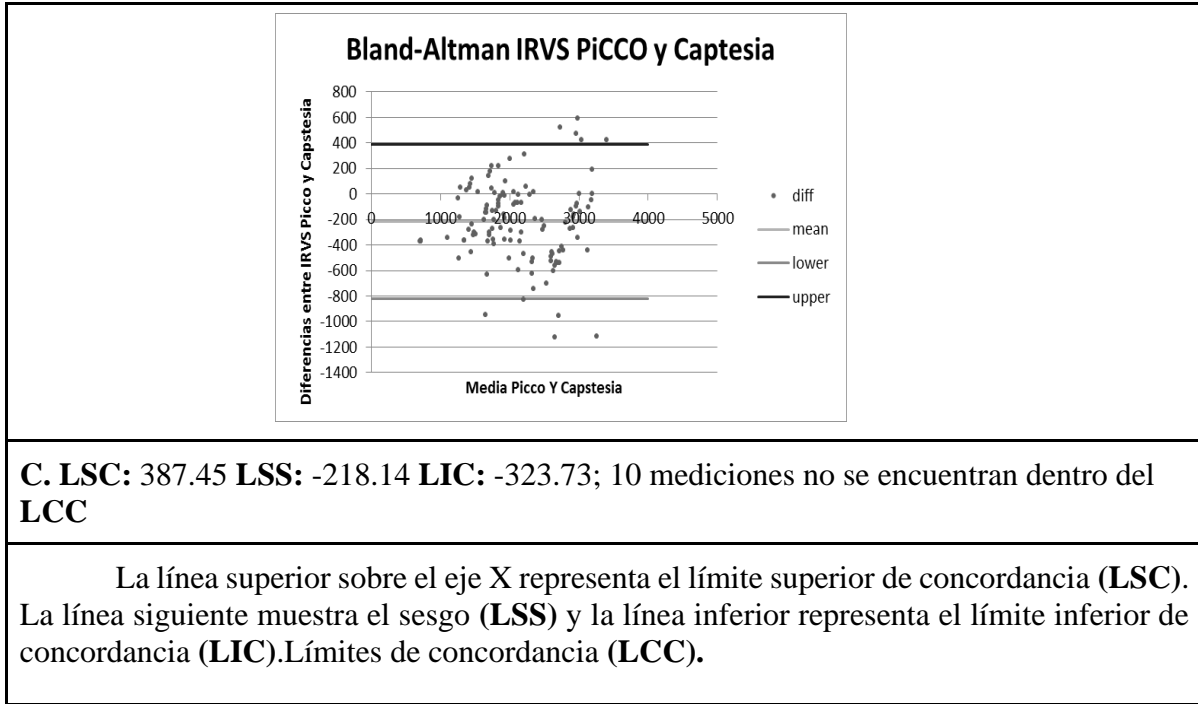


Tabla 6. Concordancia GC y VPP calculadas con y sin vasopresor por monitor PiCCO y Captesia con CCL.

Variable estadística	GC		GC con 1 VAS		GC ≥ 2 VAS		VPP		VPP con 1 VAS		VPP ≥ 2 VAS	
	Picco	Cap	Picco	Cap	Picco	Cap	Picco	Cap	Picco	Cap	Picco	Cap
Promedio (DS)	4.52 (1,5)	4.56 (1,51)	4.80 (1,23)	4.8 (1,34)	3.47 (1,70)	3.68 (1,74)	12.31 (6,59)	13.13 (6,96)	11.53 (6,0)	12.1 (6,3)	15.8 (6,8)	17.2 (7,1)
Diferencia de Medias	0.04		0.003		0.21		0.82		0.66		1.41	

Valor p	0,84	0,99	0,64	0,35	0,48	0,44
CCL*				0,98	0,98	0,97
(IC 95%)	0,95 (0,92-0,96)	0,93 (0,90-0,95)	0,96 (0,93-0,98)	(0,97-0,99)	(0,97-0,98)	(0,95-0,98)

CAPS: Capstesia **VAS:** Vasopresor **GC:**Gasto cardiaco **CCL:** Coeficiente concordancia Li.

Tabla 7. Concordancia iVS, Dp/Dt max e iRVS calculadas por monitor PiCCO y Capstesia.

Variable estadística	iVS		Dp/Dt max		iRVS	
	PiCCO	Caps	PiCCO	Caps	PiCCO	Caps
Promedio (DS)	27.94 (8.53)	28.65 (8.23)	1085.89 (359.90)	1166.89 (406.55)	2246.48 (631.58)	2028.35 (629.39)
Diferencia de medias	0.71		81		218.13	
Valor P	0.52		0.10		0.008	
CCL IC 95%	0.93 (0.90- 0.95)		0.93 (0.90- 0.95)		0.83 (0.76 - 0.88)	

CAPS: Capstesia **VAS:** Vasopresor **GC:**Gasto cardiaco **CCL:** Coeficiente concordancia Li.

Tabla 8. Concordancia VPP en pacientes respondedores a líquidos antes y después del bolo de líquidos calculadas por monitor PiCCO y Capstesia.

	VPP antes de bolo de líquidos		VPP después de bolo de líquidos	
Variable estadística	PiCCO	Caps	PiCCO	Caps
Promedio (DS)	19.58 (2.62)	19.89 (2.85)	10.63 (1.72)	10.64 (1.89)
Diferencia de medias	0.31		0.008	
Valor P	0.69		0.99	
CCL IC 95%	0.97 (0.93 , 0.98)		0.95 (0.92-0.98)	

CAPS:Capstesia **VAS:** Vasopresor **GC:**Gasto cardiaco **CCL:** Coeficiente concordancia de Li.

11. Discusión

Los pacientes que ingresan a las UCIs con frecuencia tienen una carga comórbida importante con falla multiorgánica y con alteración marcada en el balance entre el aporte y demanda de oxígeno DO_2/VO_2 que hace necesario un monitoreo continuo de variables hemodinámicas que ayuden en el abordaje diagnóstico y terapéutico; es el caso del GC que por definición es una medida de flujo o volumen latido por minuto, cuando está alterado, se evalúan otras variables dependientes como precarga, poscarga y contractilidad que se estiman con índices como VPP, IRVS, Dp/Dt max respectivamente y de esta manera se puede implementar terapia guiada por objetivos que han demostrado en estudios clínicos disminuir estancia hospitalaria, tiempo en VMI y morbimortalidad(33,34).

El primer monitor a la cabecera del paciente que permitió valorar dichas variables fue el CAP o Swan Ganz sin embargo se le asocian riesgo como arritmias, perforación de la arteria pulmonar, sangrado, bacteriemias; esto contribuyó a que surgiera monitores mínimamente invasivos y no invasivos como alternativas confiables y más seguras. Sin embargo, esta tecnología necesita de personal capacitado para que sus datos sean confiables además de ser costosos, un factor importante en los sistemas de salud de países en vía de desarrollo como es el caso de Colombia donde incluso varias UCIs no cuentan con monitores que calculen dichas variables(1). La monitorización a partir del análisis de la morfología de la onda de presión pulso a través de app Capstesia que calcula GC, IVS con sus respectivos índices, IRVS, Dp/Dt max, VPP es una alternativa accesible en la actualidad(4).

11.1 Variable Gasto cardiaco

En el presente estudio se evaluó la concordancia de gasto cardiaco medida entre la app Capstesia y el método gold standard de termodilución transpulmonar por el monitor PICCO. Se demostró que la media de gasto cardiaco obtenida fue menor para el monitor PICCO que

para la app Capstesia, con una diferencia de 0.04 L/min la cual no fue estadísticamente significativa ($p = 0.84$) esto coincide con lo reportado en la literatura en donde el GC calculado por Capstesia es siempre mayor que lo calculado por termodilución. Sin embargo, los 3 únicos estudios publicados comparando Capstesia y termodilución transpulmonar difieren en la significancia estadística. Para Ann-Kristin et al. quien realizó el análisis de 39 muestras con su par correspondiente para la variable IGC entre Capstesia y PiCCO por termodilución transpulmonar la media del IGC Capstesia y IGC PiCCO no fueron estadísticamente significativos ($3,7 \pm 1,7$ vs $3,2 \pm 1,3$ vs. L/min/m²; $p=0,077$) como en el presente estudio. Además de ser el único estudio que se realizó hasta la fecha en población de UCI (35). Mientras que en el de Goyal Gaurav et al se incluyeron 150 muestras pareadas ASA II o III programados para Bypass coronario se midió GC Capstesia y GC termodilución transpulmonar por CAP 1 h después de inicio de la cirugía las diferencias de medias 0.61 fueron estadísticamente significativas (3.12 ± 0.76 vs 2.51 ± 0.79 ; $P < 0.001$) (36); al igual que en el estudio de Joosten, Alexandre Et Al en pacientes programados para cirugía de Bypass coronario en el que se midieron 114 muestras con su par correspondiente para la variable GC entre Capstesia y PiCCO por termodilución transpulmonar su diferencia de medias 0.3 (5.2 L/min vs 4.9 L/min $P < 0.001$) fueron estadísticamente significativos(37). Sin embargo, estos 2 últimos estudios se realizaron en pacientes de cirugía cardíaca programados para bypass coronario expuestos a tórax abierto y circulación extracorpórea, en este escenario existen cambios fisiológicos en el sistema cardiovascular y pulmonar que podrían interferir en las variables hemodinámicas calculadas por los monitores. Además, ninguno de estos 3 estudios utiliza el coeficiente de concordancia de Li (CCL) que en estadística es el método que se usa para determinar la concordancia entre medidas cuantitativas de 2 métodos de medición diferentes. El presente estudio es el único hasta la fecha en utilizar el CCL junto con el grafico de Bland Almand para encontrar la concordancia del GC calculado por Capstesia y termodilución transpulmonar PiCCO el cual

fue de 0,95 con IC95% de (0.9259 y 0.9634) que corresponde a un nivel de concordancia sustancial entre ambos métodos.

En el estudio de Janaí Santiago-López Et al. se tomaron 332 muestras con su par correspondiente para la variable GC entre Capstesia y el monitor Vigileo su diferencia de medias fue de 0.02 no fueron estadísticamente significativas (4.43 ± 1.37 L/min para el monitor Vigileo y 4.45 ± 1.38 L/min para la app Capstesia $p > 0.05$) adicionalmente calcularon el CCL con un valor de 0.966 con IC95% de 0.958 a 0.973, el cual corresponde a un nivel de concordancia sustancial al igual que en el presente estudio (22). Sin embargo Janaí Santiago-López Et al evaluó la concordancia entre 2 tecnologías que usan el mismo principio para el cálculo de GC a través del análisis del contorno de la onda de pulso mientras que en el presente estudio los datos del CCL y el Bland Almant fueron resultado de comparar la tecnología Capstesia con el Gold standard termodilución transpulmonar por el monitor PiCCO.

En el estudio de Michał P. Pluta Et al. Se tomaron 80 muestras con su par correspondiente para la variable GC entre Capstesia y el monitor LiDCO rapid en la UCI adultos, su objetivo fue evaluar la comparabilidad entre ambos métodos a través del coeficiente de correlación de sperman e interclase. La correlación entre el GC Capstesia y GC LiDCO fue moderada ($r = 0,5$; $p = 0,04$) sin embargo después de un ajuste interno del estudio con las fotografías que mostraban una muesca dicota clara en la forma de onda del pulso, los resultados de Capstesia y LiDCO difirieron en sólo 0,1 (IC del 95 %: -0,8-1,1) L min⁻¹ y la correlación fue casi completa ($r = 0,96$; $p < 0,001$) (38). La desventaja es que este estudio no comparó Capstesia con el Gold standard; se utilizó el mismo principio para calcular GC a través del análisis de la onda de pulso y no se utilizó el CCL para evaluar concordancia, dado que se evaluó con el coeficiente de sperman que es una medida de correlación mas no de concordancia entre métodos. A destacar de este estudio es que los datos obtenidos por la fotografía que procesa Capstesia debe tener la onda dicota clara para que sus datos sean confiables, dicha

característica fue tomada en cuenta en el presente estudio durante la recolección de datos. Una de las razones probables del porque nuestros resultados tienen una adecuada concordancia entre capstesia y termodilución transpulmonar por monitoria PiCCO en relación a otros estudios ya mencionados.

11.2 GC posterior a infusión de vasopresores

El GC calculado en el estudio lo dividimos posteriormente en 2 grupos. El primer grupo corresponde al 72.5% de la muestra con infusión de 1 vasopresor. La concordancia en este grupo según el CCL entre Capstesia y PiCCO fue moderada y en el segundo grupo con 2 vasopresores que representa el 24.2% de la muestra la concordancia fue sustancial. La diferencia de medias no fue estadísticamente significativa $P: 0.64$ y 0.48 respectivamente; además con gráficos de bland altman similares en comparación con el cálculo inicial de GC con el total de la muestra. No hay a la fecha estudios en la literatura que hagan esta distinción según el número de vasopresores entre Capstesia y Picco. Sin embargo en el estudio de Ran Kong et al en el que se evaluó GC calculado con métodos diferentes como PiCCO y Vigileo no mostró diferencias significativas entre métodos. Teniendo en cuenta lo anterior resulta factible hacer un monitoreo continuo del GC con Capstesia independiente del número de vasopresores que se utilice dado que la concordancia con el gold standard se mantiene.

11.3 Variable IVS

En el estudio de Ann-Kristin et al ya mencionado se evaluó adicionalmente el IVS con una diferencia de medias entre Capstesia y PiCCO que no fue estadísticamente significativo para esta variable SVI_{Cap} vs. SVI_{PiCCO} (39 ± 18 vs. 43 ± 15 mL/m²; $p=0,125$) (35) la cual coincide con el presente estudio sin embargo como desventaja no utiliza medidas de concordancia como si se realizó en el actual estudio con una concordancia para esta variable según CCL moderada 0.927 con $IC95\%(0.90 - 0.95)$.

11.4 Variables VPP y Dp/Dt max

El estudio de Wolfgang Huber Et Al. Se tomaron 39 mediciones simultáneas de VPP y dP/dT max en pacientes de la UCI. La diferencia de medias entre VPP Capstesia y VPP PiCCO de 2.1 no fueron estadísticamente significativas ($12,2 \pm 10,7\%$ vs. $10,1 \pm 8,6\%$; $p=0,074$) con un índice de kendall para una correlación positiva media ($r=0,711$). Con respecto a la variable dPmax Capstesia y dPmax_PiCCO la diferencia de medias (1115 ± 542 vs. 1207 ± 712 ; $p=0,061$) no fueron estadísticamente significativas y con un índice de kendall para una correlación positiva débil ($r=0,622$)(39). Lo anterior coincide con el presente estudio en que las diferencias de medias para las variables VPP y Dp/Dt max calculadas por PiCCO y Capstesia no fueron estadísticamente significativas ($P= 0.35$ y 0.10 respectivamente). Sin embargo, el estudio de Wolfgang Huber Et Al tiene como desventaja que no utiliza medidas de concordancia si no de correlación mientras que en el presente estudio evaluamos concordancia a través del cálculo del CCL y el grafico de Bland Almand con una correlación según el CCL para VPP sustancial $0,978$ con IC95% de (0.97 y 0.985) y para la variable Dp/Dt max la concordancia según CCL es moderado 0.93 IC95% ($0.902 - 0.951$).

11.5 Variable IRVS

El único estudio en la literatura que compara el IRVS calculado por Capstesia vs termodilución transpulmonar por CAP es el de Goyal Gaurav et al previamente mencionado. En este se reporta que la diferencia de medias entre Capstesia y el CAP son estadísticamente significativos (1336.66 ± 562.86 vs 1914.91 ± 907.69 $P<0.001$)(36) con la desventaja ya mencionada de realizarse en población expuesta a CEC, tórax abierto y sin especificar que porcentaje de la población estuvo expuestos a vasopresores. Sin embargo como ventaja se comparó con el método Gold estándar de termodilución transpulmonar por CAP. Los hallazgos mencionados en el estudio de Goyal Gaurav et al concuerdan con el actual estudio en que la diferencia de medias para Capstesia y PiCCO fueron estadísticamente significativas (218.14

($P=0.008$) con un CCL 0,83 con IC95% (0.76 – 0.88) que corresponde a una concordancia pobre.

11.6 Concordancia de VPP post bolo en Capstesia y PiCCO

En el presente estudio el 25,8 % de las muestras se consideró en zona de respuesta a líquidos. Se administró bolo de cristaloides y se calculó VPP por Capstesia y PiCCO manteniendo una correlación sustancial según el CCL con un bland altman similar al documentado en el total de las muestras previas al bolo. Además, posterior al bolo todas las muestras mostraron una VPP menor a 13 tanto en Capstesia como en PiCCO y por lo tanto no se administró bolos adicionales. Con estos resultados se considera que la VPP calculada por Capstesia permite tomar decisiones en cuanto a terapia de líquidos guiada por objetivos dada su concordancia sustancial con respecto a la calculada por el monitor PICCO que se mantuvo después de administrar bolo de líquidos. A la fecha este es el primer estudio que evalúa la concordancia de la variable VPP posterior al bolo de líquidos entre capstesia y el monitor PiCCO.

Sin embargo, estudios como el de Josten Alexander Et Al. cuyo objetivo principal fue comparar la capacidad de VPP calculado por Capstesia (VPP CAP) y la VPP obtenido utilizando un monitor de análisis de contorno de pulso VPP PC (Pulsio flex) para predecir la capacidad de respuesta a los fluidos en 57 pacientes sometidos a Bypass coronario. No tuvo diferencias significativas en la capacidad de VPP CAP y VPP PC para predecir la respuesta a los líquidos según los resultados de las curvas ROC para VPP Capstesia y VPP PC (AUROC 0,74 [IC 95 %, 0,60–0,84] versus 0,68 [0,54–0,80]; $P = 0,30$) respectivamente.(37). Además, del estudio de Hany Mohammed Et al. en el cual se evaluó la eficacia de las soluciones hipertónica guiada por objetivos según los valores calculados por Capstesia en disminuir complicaciones en el post operatorio de cirugía intestinal en población ASA 1 y 2. Sus hallazgos fueron que la terapia guiada por objetivos dirigida según los valores calculados por

Capstesia disminuye el aporte de líquidos totales al final de la cirugía siendo estadísticamente significativo y sin generar falla renal aguda en el POP. Adicionalmente tuvieron menos tasas de infección y fuga de la anastomosis. Estos 2 estudios apoyan los resultados obtenidos en el presente estudio en cuanto a que Capstesia es un método confiable para guiar la terapia de líquidos por objetivos.

11.7 Concordancia de VPP entre Capstesia y PiCCO posterior a infusión de vasopresores.

En el estudio prospectivo de Ran Kong Et al. cuyo objetivo principal fue encontrar las diferencias en la disminución de VPP causada por fenilefrina, efedrina y dopamina en 94 pacientes se encontró que en todos los 3 grupos existió disminución en la VPP sin embargo en el grupo de la fenilefrina el descenso en VPP fue mayor y estadísticamente significativo por lo que se concluye que los alfa 1 agonistas puros alteran la confiabilidad de la VPP como indicador de respondedor a líquidos y es dosis dependiente.(40)

En el presente estudio en el 72.5% de las muestras se administró 1 vasopresor que correspondía a norepinefrina y se encontró que la VPP mantuvo un CCL y un bland altman similar al gráfico encontrado en el total de las muestras; en el 24.2% de las muestras en el momento del calculo de VPP tenían infusión de 2 vasopresores (norepinefrina vasopresina) al igual que en el grupo de un solo vasopresor se mantuvo una concordancia sustancial y un bland altman similar al del total de la muestra. Este hallazgo coincide con el estudio de Ran Kong en el que la VPP disminuye en menor medida en el grupo de catecolaminas no selectivas en comparación con los alfa 1 agonistas puros. Estos hallazgos nos permiten afirmar que la VPP calculada por capstesia mantiene la concordancia sustancial incluso con infusión de vasopresores con respecto al gold standard por lo que se puede hacer una terapia guiada por objetivos confiable incluso con infusión de 1 o mas vasopresores con Capstesia.

12. Conclusión

La aplicación para teléfonos inteligentes Capstesia puede constituir un método alternativo, sencillo, asequible, no invasivo, confiable y de bajo costo para la evaluación de variables hemodinámicas avanzadas en el paciente de la UCI bajo ventilación mecánica invasiva. Variables calculadas por la App Capstesia como GC y VPP tienen concordancias sustanciales con el método Gold standard de termodilución pulmonar y análisis de onda de pulso respectivamente y con el valor agregado que la concordancia sustancial se mantiene incluso cuando se administran vasopresores o bolos de líquidos por lo tanto se podría aplicar la terapia guiada por objetivos de manera confiable con la ventaja de un monitor no invasivo. Otras variables como IVS y Dp/Dt max según CCL tienen concordancias moderadas con el monitor PiCCO por lo tanto sirven como guía a la hora del diagnóstico y tratamiento del paciente en UCI. Sin embargo el iRVS tiene una concordancia pobre con respecto a PiCCO que coincide con los datos reportados en la literatura por lo que no se debería tomar en cuenta dicho dato calculado por la aplicación en el escenario clínico. Teniendo en cuenta lo anterior Capstesia es una herramienta a la mano del anestesiólogo e intensivista para tomar decisiones clínicas basados en medidas objetivas en tiempo real que ayuda a individualizar la terapia clínica según las necesidades de cada paciente (terapia guiada por objetivos) que han demostrado en diferentes ensayos clínicos disminuir morbimortalidad y estancia hospitalaria (23,33,34).

El actual estudio es el primero en calcular la concordancia para las variables (GC, IVS, VPP, Dp/Dt max y IRVS) entre la app Capstesia y el método Gold Standard de termodilución pulmonar PiCCO sus resultados permiten afirmar que los datos derivados de la aplicación son confiables para la toma de decisiones clínicas, pero para tal fin es imperativo: realizar una captura fotográfica centrada, evitar los reflejos de la luz sobre el monitor, una clara

visualización de la onda dicota, la fotografía de la onda de pulso debe tener al menos 6 ondas durante su captura.

Otro punto a mencionar es la contribución de aplicaciones como Capstesia en el desarrollo de la inteligencia artificial (IA). Un concepto presente en todas las ramas de la medicina actual incluyendo anestesiología que ya cuenta con varios usos en el escenario clínico uno de ellos en predicción de eventos y riesgos. En este aspecto aplicaciones como Capstesia que con solo la fotografía de la onda de presión de pulso registrada por cualquier monitor calcula las distintas variables hemodinámicas avanzadas dan muestra de cómo la ayuda tecnológica permite dilucidar una amplia gama de información a partir de un único registro(onda de pulso) que con solo nuestros sentidos no se podría obtener; al menos no de forma rápida y sencilla. Sin embargo todavía esta aplicación exige del usuario que interprete los valores calculados y de acuerdo a esto tome decisiones clínicas. En un futuro próximo estas aplicaciones utilizarán los registros del historial guardado para auto calibrarse y generar alarmas a partir de los algoritmos clínicos que sugieran al personal médico acciones terapéuticas que son uno de los principios de la IA para procesar información, aprender y generar un tipo de solución al problema planteado. Lo anterior no significa que el personal médico sea reemplazado por la IA por el contrario permite optimizar procesos, mejorar la seguridad en el paciente y estimula al personal médico a estar en mejora continua dado que la IA llega para quedarse.

Referencias Bibliograficas

1. Kobe J, Mishra N, Arya VK, Al-Moustadi W, Nates W, Kumar B. Cardiac output monitoring: Technology and choice. *Ann Card Anaesth.* 2019 Jan-Mar;22(1):6–17.
2. Bednarczyk JM, Fridfinnson JA, Kumar A, Blanchard L, Rabbani R, Bell D, et al. Incorporating Dynamic Assessment of Fluid Responsiveness Into Goal-Directed Therapy: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Crit Care Med.* 2017 Sep;45(9):1538–45.
3. García X, Mateu L, Maynar J, Mercadal J, Ochagavía A, Ferrandiz A. [Estimating cardiac output. Utility in the clinical practice. Available invasive and non-invasive monitoring]. *Med Intensiva.* 2011 Dec;35(9):552–61.
4. Barrachina Larraza B, Alvarez Guerras O, Lopez-Picado A. [Capstesia, a new APP for advanced hemodynamic monitoring]. *Rev Esp Anesthesiol Reanim.* 2014 Nov;61(9):535–6.
5. Joosten A, Desebbe O, Suehiro K, Murphy LSL, Essiet M, Alexander B, et al. Accuracy and precision of non-invasive cardiac output monitoring devices in perioperative medicine: a systematic review and meta-analysis†. *Br J Anaesth.* 2017 Mar 1;118(3):298–310.
6. Website [Internet]. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.amjcard.2020.07.042> Get rights and content
7. Roguin A. Adolf Eugen Fick (1829-1901) - The Man Behind the Cardiac Output Equation. *Am J Cardiol.* 2020 Oct 15;133:162–5.
8. Swan HJ, 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. *N Engl J Med.* 1970 Aug 27;283(9):447–51.
9. Pinsky MR. Hemodynamic evaluation and monitoring in the ICU. *Chest.* 2007 Dec;132(6):2020–9.
 10. Button D, Weibel L, Reuthebuch O, Genoni M, Zollinger A, Hofer CK. Clinical evaluation of the FloTrac/Vigileo system and two established continuous cardiac output monitoring devices in patients undergoing cardiac surgery. *Br J Anaesth.* 2007 Sep;99(3):329–36.
 11. Rello J, Jubert P, Esandi ME, Vallés J. Specific problems of arterial, Swan-Ganz, and hemodialysis catheters. *Nutrition.* 1997 Apr;13(4 Suppl):36S – 41S.
 12. Nellaiyappan M, Omar HR, Justiz R, Sprenker C, Camporesi EM, Mangar D. Pulmonary artery pseudoaneurysm after Swan-Ganz catheterization: a case presentation and review of literature. *Eur Heart J Acute Cardiovasc Care.* 2014 Sep;3(3):281–8.
 13. Rudziński PN, Henzel J, Dzielińska Z, Lubiszewska BM, Michałowska I, Szymański P, et al. Pulmonary artery rupture as a complication of Swan-Ganz catheter application. Diagnosis and endovascular treatment: a single centre's experience. *Postepy Kardiol Interwencyjnej.* 2016 May 11;12(2):135–9.
 14. Mathews L, Singh RKK. Cardiac output monitoring. *Ann Card Anaesth.* 2008 Jan-Jun;11(1):56–68.
 15. He Q, Feng Z, Wang JH, Tang PX, Chang ZG, Liu YL. [Influence of the venous catheter site on data of pulse indicator continuous cardiac output monitoring]. *Zhongguo Wei Zhong Bing Ji Jiu Yi Xue.* 2009 Oct;21(10):601–3.

16. Gueret G, Kiss G, Rossignol B, Bezon E, Wargnier JP, Miossec A, et al. Cardiac output measurements in off-pump coronary surgery: comparison between NICO and the Swan-Ganz catheter. *Eur J Anaesthesiol*. 2006 Oct;23(10):848–54.
17. Reuter DA, Huang C, Edrich T, Shernan SK, Eltzschig HK. Cardiac output monitoring using indicator-dilution techniques: basics, limits, and perspectives. *Anesth Analg*. 2010 Mar 1;110(3):799–811.
18. Erlanger J, Gasser HS. *Electrical Signs of Nervous Activity*. University of Pennsylvania Press; 2016. 256 p.
19. van Lieshout JJ, Wesseling KH. Continuous cardiac output by pulse contour analysis? *Br J Anaesth*. 2001 Apr;86(4):467–9.
20. Kubicek WG, Karnegis JN, Patterson RP, Witsoe DA, Mattson RH. Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerosp Med*. 1966 Dec;37(12):1208–12.
21. Suehiro K, Joosten A, Alexander B, Cannesson M. Guiding Goal-Directed Therapy. *Curr Anesthesiol Rep*. 2014 Aug 14;4(4):360–75.
22. Santiago-López J, León-Ramírez V, Hernández-Ramírez S, Vásquez-Márquez PI, Castellanos-Olivares A. [Concordance in the measurement of cardiac output. Vigileo vs. Capstesia]. *Rev Med Inst Mex Seguro Soc*. 2018 Mar-Apr;56(2):136–42.
23. Desebbe O, Joosten A, Suehiro K, Lahham S, Essiet M, Rinehart J, et al. A Novel Mobile Phone Application for Pulse Pressure Variation Monitoring Based on Feature Extraction Technology: A Method Comparison Study in a Simulated Environment. *Anesth Analg*. 2016 Jul;123(1):105–13.

24. Martín Vivas A, Saboya Sánchez S, Patiño Rodríguez M, Silva Obregón JA, Gómez Rosado S, Blanco García JJ. [Hemodynamic monitoring: PiCCO system]. *Enferm Intensiva*. 2008 Jul-Sep;19(3):132–40.
25. Teboul JL, Monnet X, Chemla D, Michard F. Arterial Pulse Pressure Variation with Mechanical Ventilation. *Am J Respir Crit Care Med*. 2019 Jan 1;199(1):22–31.
26. De Backer D, Heenen S, Piagnerelli M, Koch M, Vincent JL. Pulse pressure variations to predict fluid responsiveness: influence of tidal volume. *Intensive Care Med*. 2005 Apr;31(4):517–23.
27. Pinsky MR. Functional haemodynamic monitoring. *Curr Opin Crit Care*. 2014 Jun;20(3):288–93.
28. Yang X, Du B. Does pulse pressure variation predict fluid responsiveness in critically ill patients? A systematic review and meta-analysis. *Crit Care*. 2014 Nov 27;18(6):650.
29. Michard F, Boussat S, Chemla D, Anguel N, Mercat A, Lecarpentier Y, et al. Relation between respiratory changes in arterial pulse pressure and fluid responsiveness in septic patients with acute circulatory failure. *Am J Respir Crit Care Med*. 2000 Jul;162(1):134–8.
30. Aya HD, Rhodes A, Chis Ster I, Fletcher N, Grounds RM, Cecconi M. Hemodynamic Effect of Different Doses of Fluids for a Fluid Challenge: A Quasi-Randomized Controlled Study. *Crit Care Med*. 2017 Feb;45(2):e161–8.
31. Cannesson M, Pestel G, Ricks C, Hoeft A, Perel A. Hemodynamic monitoring and management in patients undergoing high risk surgery: a survey among North American and European anesthesiologists. *Crit Care*. 2011 Aug 15;15(4):R197.


32. Carrasco JL, Jover L. [Statistical approaches to evaluate agreement]. *Med Clin* . 2004;122 Suppl 1:28–34.
33. Lu X, Zhai H, Dong Y, Su F, Xie Y, Wang Y, et al. Therapeutic Effect and Prognosis of PiCCO in the Treatment of Myocardial Injury Complicated with Septic Shock. *Comput Math Methods Med*. 2022 Jun 6;2022:2910849.
34. Wang B, Cai L, Lin B, He Q, Ding X. Effect of Pulse Indicator Continuous Cardiac Output Monitoring on Septic Shock Patients: A Meta-Analysis. *Comput Math Methods Med*. 2022 Apr 16;2022:8604322.
35. Dollerschell J. 281: Ecpr: Should i cannulate? *Crit Care Med*. 2020 Jan;48(1):123–123.
36. World Wide Journal - IJSR [Internet]. [cited 2024 May 20]. IJSR - International Journal of Scientific Research. Available from:
[https://www.worldwidejournals.com/international-journal-of-scientific-research-\(IJSR\)/page/p/](https://www.worldwidejournals.com/international-journal-of-scientific-research-(IJSR)/page/p/)
37. Joosten A, Boudart C, Vincent JL, Vanden Eynden F, Barvais L, Van Obbergh L, et al. Ability of a New Smartphone Pulse Pressure Variation and Cardiac Output Application to Predict Fluid Responsiveness in Patients Undergoing Cardiac Surgery. *Anesth Analg*. 2019 Jun;128(6):1145–51.
38. Pluta MP, Dziech M, Zachura MN, Szczepańska AJ, Czempik PF, Liberski PS, et al. Hemodynamic Monitoring by Smartphone—Preliminary Report from a Comparative Prospective Observational Study. *Journal of Personalized Medicine*. 2022 Feb 1;12(2):200.
39. Adamsen AK, Heilmaier M, Busch D, Schmid R, Huber W. 282: A prospective

comparison of cardiac index derived by capstesia and Picco: The capuccino i study. Crit Care Med. 2020 Jan;48(1):123–123.

40. Kong R, Liu Y, Mi W, Fu Q. Influences of different vasopressors on stroke volume variation and pulse pressure variation. J Clin Monit Comput. 2016 Feb;30(1):81–6.

Apéndices

Apéndice A. Consentimiento informado

	CONSENTIMIENTO INFORMADO UIS FACULTAD DE SALUD PROGRAMA ANESTESIOLOGIA Y REANIMACION.	Numero de consentimiento: ..
		Versión: 2

**Anexo 1. Consentimiento Informado
 CONSENTIMIENTO INFORMADO UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER FACULTAD DE SALUD PROGRAMA DE ESPECIALIZACIÓN EN ANESTESIOLOGÍA Y REANIMACIÓN**

Ciudad: _____, Santander. Institución: _____ Fecha: Día _____ Mes _____
 Año _____

INSTITUCIÓN AUTORIZADA PARA LA REALIZACIÓN DE ESTUDIOS DE INVESTIGACIÓN
 COLEGIO DE ANESTESIOLOGOS DE COLOMBIA


18/11/22

Soy médico residente en anestesiología y reanimación de la Universidad Industrial de Santander como parte de los requisitos del postgrado se realizará la siguiente investigación. Lo invitamos a participar en este estudio teniendo en cuenta la siguiente información:

Título del Trabajo: " concordancia en la medición del gasto cardiaco por método no invasivo Capstesia frente a termodilución transpulmonar PICCO "

Resumen del proyecto:

El presente trabajo tiene por objetivo establecer el grado de concordancia existente entre el monitor PICCO y el software Capstesia para medir el GC en pacientes en ventilación mecánica invasiva, con el fin de estudiar herramientas de monitoria hemodinámica no invasiva, muy útiles para pacientes en UCI, como es el caso de su familiar y/o amigo. Este trabajo consta de 3 aspectos operacionales:

1. Evaluar el valor de Gasto cardiaco GC y valores derivados (dP/dTmax, resistencia vascular periférica RVP, variación de presión de pulso VPP) obtenida por la línea arterial invasiva (previamente puesta a este paciente, porque su condición crítica de base lo amerita), traducida en datos por los monitores disponibles en UCI Adultos.
2. Evaluar el GC y valores derivados obtenidos por el software capstesia por medio de una fotografía realizada a la pantalla del monitor de línea arterial; dicha captura será realizada por el investigador principal.
3. Obtener datos demográficos, clínicos derivados de la historia clínica de su familiar y/o amigo(a).

Lo anterior con el fin de evaluar la concordancia existente del GC entre ambos dispositivos. Si dentro de esta evaluación encontramos alguna alteración, le informaremos a su anestesiólogo/intensivista tratante para que inicie algún tratamiento que él considere pertinente.

La aceptación para que su familiar y/o amigo(a) sea incluido en el presente estudio no implicará realizar nuevos exámenes, por lo que su inclusión en el presente estudio **NO REPRESENTA RIESGO ALGUNO PARA SU SALUD**. Se proporcionará información actualizada obtenida del presente estudio a el participante y tendrá la autonomía de retirarse en cualquiera de sus fases si así lo dispone.

De igual forma le garantizamos que la información personal brindada por usted (en calidad de acudiente) y la derivada del paciente será manejada solamente por los investigadores a cargo de este estudio y para fines exclusivamente académicos, manteniéndose en todo momento la confidencialidad de sus datos personales, los cuales se manejan bajo los lineamientos estipulados en la Ley Estatutaria 1581 del 2012 y la resolución de rectoría 1227 del 2013 de la Universidad Industrial de Santander.

Aclaremos que su participación en este estudio es absolutamente voluntaria, no recibirá ninguna compensación económica y que su rechazo no implicará dificultad alguna para que su familiar y/o amigo(a) continúe con su proceso de atención, ni traerá consecuencias negativas para él (ó ella); la persona tendrá derecho a retirarse del estudio y retirar sus datos en cualquier momento.

Yo _____ en calidad de acudiente del paciente _____, con parentesco ó relación de _____, identificado con cédula de ciudadanía declaro estar de acuerdo en que mi familiar y/o amigo(a) participe en el estudio "concordancia en la medición del gasto cardiaco por método no invasivo Capstesia frente a termodilución transpulmonar PICCO ". Certifico que he sido informado(a), de forma clara sobre el objetivo de dicha investigación, que mi proceder para colaborar con la misma es voluntaria y que los datos por mí proporcionados, así como los derivados de la consulta de la historia clínica que corresponde al paciente _____ con número de cédula _____ (quien se encuentra intubado y no puede decidir por sí mismo en este momento), serán tratados de forma ética, bajo los principios de confidencialidad e intimidad, siendo utilizados solo para fines académicos de esta investigación. Igualmente certifico que he entendido y comprendido la naturaleza de este estudio.

Si tiene alguna duda referente a los aspectos éticos inherentes del presente estudio, usted se puede comunicar al Comité de Ética de la Universidad Industrial de Santander, ubicado en la Sede Bucarica UIS, Carrera 19 N° 35 - 02, centro, oficina 245, teléfono (607) 6344000 ext. 3808, correo: comitedetica@uis.edu.co

Nombre de familiar o representante legal: _____
 CC: _____

Firma de familiar o representante legal: _____ Dirección: _____

Nombre de testigo _____ C.C _____ Parentesco: _____

Dirección: _____ Firma del testigo: _____

Nombre del investigador responsable: _____ Firma Investigador responsable _____



18/11/22

Apendice B. Instrumento de recolección.

1. Serial del caso #: _____ 2. Edad: _____ 3. Sexo: _____

4. Talla: _____ 5. Peso: _____

6. Antecedentes:

6.1 Patológicos: _____ 6.2 Quirúrgicos: _____ 6.3 Alérgicos: _____

6.4 Hospitalarios: _____ 6.5 Toxicológicos: _____

6.6 Farmacológico: _____ 6.7 Hospitalarios: _____

7. Diagnóstico en la UCI (según CIE 10):

8. Cursa con algún tipo de Choque?:

8.1 Hipovolémico _____ 8.2 Distributivo _____ 8.3 Cardiogénico _____ 8.4 Neurogénico: _____
 _____ 8.5 Ninguno _____

9. Requirió soporte Vasopresor o inotrópico? SI _____ NO _____ (si la respuesta es **SI** diligencie la tabla de abajo)

Tipo de soporte	Dosis
Adrenalina	
Atropina	
Dobutamina	
Dopamina	
Levosimendán	
Milrinona	
Noradrenalina	

Apendice C. Calendario

Actividades	MESES Y AÑO									
	01-09 2022	10-12 2022	01-02 2023	02-03 2023	03-08 2023	08-09 2023	01-03 2024	04-06 2024	07-08 2024	08-10 2024
Definir propuesta de investigación y desarrollo de protocolo de investigación.										
Aprobación de la ejecución del proyecto por parte del comité de ética en investigación científica de la UIS.										
Solicitud y aprobación por parte de los comités de Ética de Hospital Universitario de Santander y FOSCAL										
Entrenamiento teórico – practico de Residentes										
Recolección de pacientes										
Tabulación de Datos										
Análisis de Datos										
Escritura de artículo ó elaboración de ponencia										
Divulgación de resultados										
Sustentación										

Apendice D Presupuesto

Rubros	Cantidad	Valor unidad cop	Valor total cop
Materiales			
Impresiones en tinta Negra	200	250	50.000
Organizador A-Z	2	8500	17.000
Perforadora de papel	1	15000	15.000
Equipos, suscripciones y software			
Aplicación capstesia	1	22.187	266.244
Smartphone)	1	3.000.000	3.000.000
Portatil dynabook toshiba satellite	1	4.600.000	4.600.000
Mensualidad celular/internet	12	70.000	840.000
Personal			
Honorarios dr. Alexander garcía	480 h	30.000	14.400.000
Honorarios dr. Héctor meléndez	192 h	76.562	14.700.000
Honorarios dr. Rafael serrano	144 h	66.666	9.599.000
Viáticos			
Ponencia en Congreso Nacional			1.500.000
Total			48.987.244

Apndice E.Certificado de ponencia Nacional



Apndice F.Certificado publicacion de articulo científico

"Concordancia en la medición del gasto cardiaco por método no invasivo capstesia frente a termodilución transpulmonar PICCO"

Decision made on October 7th, 2024

Editorial board's determination

Accept

If you have any questions, you may contact the journal directly at maria.cabrera@uv.cl
(<mailto:maria.cabrera@uv.cl>)

Comments from the editor

Excelente y prolijo trabajo
Felicitaciones a sus autores!

Mil gracias por publicar con nosotros y su trabajo será publicado durante el primer semestre del 2025

Dra. Cabrera