

DOI: 10.25237/revchilanestv55n5-07

Integral velocidad tiempo del flujo carotideo y diametro de la vena cava inferior para valoración hemodinamica: Revisión narrativa

Carotid artery velocity-time integral and inferior vena cava diameter for hemodynamic assessment of cardiac output and volemia

Constanza Ramos MD.^{1,3,4,5,*} , Juan Carlos Villalba^{2,3,4}, Daniel Rivera Tocancipá^{2,3,4}, Hugo Ernesto Osorio Carmona^{2,3,4}

¹ Estudiante Especialización en Anestesiología, Universidad Surcolombiana. Neiva, Colombia.

² Departamento de Ciencias Clínicas, Universidad Surcolombiana. Neiva, Colombia.

³ Departamento de Anestesiología, Hospital Universitario Hernando Moncaleano Perdomo. Neiva, Colombia.

⁴ Grupo de Investigación Desarrollo Social, Salud Pública y Derechos Humanos, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Surcolombiana. Neiva, Colombia.

⁵ Especialista en Epidemiología, Universidad Surcolombiana, Neiva, Colombia.

Fuente de financiamiento: Ninguna.

Conflicto de intereses: Autores declaran no tener conflicto de intereses.

Fecha de recepción: 17 de abril de 2025 / Fecha de aceptación: 01 de julio de 2026

ABSTRACT

When assessing a patient's hemodynamic status through the determination of cardiac output and volemia, it is essential to have a method that is easy to use, reproducible, repeatable, harmless, low-cost, and available at the bedside. Consequently, echocardiography has become one of the most widely used methods for this purpose. However, one of the limitations of using echocardiography is the requirement for extensive expertise by the operator performing the study, coupled with an adequate echocardiographic window-which is difficult to obtain in emergency settings, intensive care units, or operating rooms. For this reason, other ultrasound-based methods have been evaluated, such as the Carotid artery Velocity-Time Integral (VTI), which has proven to be an adequate surrogate for cardiac output, showing good correlation when compared with invasive and non-invasive measurements. Additionally, the inferior vena cava diameter and its variations with the respiratory cycle allow for an approximation of the patient's fluid status and the prediction of fluid responsiveness. In this narrative review, we aim to present the available clinical evidence regarding the utility of these methods and propose a hemodynamic classification based on the combination of carotid VTI and inferior vena cava diameter.

Keywords: Carotid artery blood flow, cardiac output, fluid responsiveness, inferior vena cava collapsibility Index (IVCCI), POCUS, velocity time integral.

RESUMEN

A la hora de evaluar el estado hemodinámico de un paciente a través de la determinación del gasto cardíaco y la volemia, se hace indispensable el contar con un método de fácil uso, reproducible, repetible, inocuo, de bajo costo y disponible a la cabecera del paciente, por lo que la ecocardiografía se ha convertido en uno de los métodos más utilizados para este fin. Sin embargo, una de las limitaciones a la hora de emplear a la ecocardiografía es la necesidad de una amplia experticia por parte del operador que realiza el estudio aunado a una ventana ecocardiográfica adecuada, lo que es difícil de obtener en el escenario de urgencias, cuidados intensivos o salas de cirugía, por lo

*Autor de correspondencia:

Constanza Ramos, MD.

connymedicina@gmail.com

*ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2893-2462>

ISSN: 0719-6792



que se han evaluado otros métodos basados en la ecografía como el VTI (Integral Velocidad - Tiempo) del flujo sanguíneo carotideo que ha demostrado ser un subrogado adecuado del gasto cardíaco, evidenciado buena correlación cuando se compara con mediciones invasivas y no invasivas, adicionalmente el diámetro de la vena cava inferior y sus variaciones con el ciclo respiratorios permiten hacer una aproximación del estado de volemia de los pacientes y predecir la respuesta a la administración de volumen. En esta revisión narrativa se basó en una búsqueda bibliográfica amplia y flexible, en diferentes bases como pubmed, Medline y embase, con las palabras claves: integral velocidad tiempo, vena cava inferior, flujo carotideo, valoración prequirúrgica hemodinámica no invasiva, diámetro, índice de colapsabilidad; para sintetizar y contextualizar la literatura existente, con el fin de presentar la evidencia clínica disponible de la utilidad de estos métodos y proponer una clasificación hemodinámica basados en la combinación del VTI carotideo y diámetro de la vena cava inferior.

Palabras clave: Integral velocidad tiempo, vena cava inferior, flujo carotideo, valoración prequirúrgica hemodinámica no invasiva, diámetro, índice de colapsabilidad.

Introducción

Los avances tecnológicos han sido de gran importancia para el desarrollo de la medicina, donde sus efectos se extienden a diferentes campos incluyendo a la anestesiología; uno de estos avances importantes ha sido el ultrasonido como medio de diagnóstico, introducido por primer vez en el año de 1942 por el Dr. Dussik para explorar anomalías cerebrales [1]. Con el paso del tiempo, el ultrasonido como método diagnóstico ha ganado amplias aplicaciones a través de la ecografía, siendo un método no invasivo, ampliamente disponible, inocuo, económico, reproducible, repetible y con la posibilidad de realizarse en la cama del paciente, permitiendo la evaluación de diferentes órganos y estructuras, entre ellas el sistema cardiovascular a través de la ecocardiografía transtorácica y transesofágica con sus diferentes modalidades como el modo M, bidimensional, tridimensional, Doppler color, continuo, pulsado y tisular, por lo cual ha sido rápidamente adaptada para ser empleada en la monitorización hemodinámica en diferentes escenarios como salas de urgencias, unidades de cuidados intensivos y salas de cirugía[2].

La ecocardiografía permite determinar la estructura y funcionalidad cardíaca, adicionalmente estimar gasto cardíaco y volumen sistólico de manera no invasiva, permitiendo una monitorización hemodinámica rápida de los pacientes en diferentes escenarios clínicos, sin embargo como todo método diagnóstico tiene algunas limitaciones dentro de las que destacan la presencia de ventanas ecocardiográficas de difícil valoración, experticia del personal que realiza el estudio, variabilidad intra e interobservador, disponibilidad del ecógrafo con el *software* adecuado para la obtención de medidas y cálculos consecuentes[2]. Teniendo en cuenta estas limitaciones se ha tratado de investigar otros métodos de diagnósticos a través de la ecografía para la monitorización hemodinámica, más asequibles y fáciles de emplear, basados en los conceptos de gasto cardíaco y volemia, siendo uno de estos la estimación de la integral velocidad-tiempo (VTI) del flujo carotideo, que se puede emplear como un subrogado del volumen sistólico de la ecocardiografía[3],[4] y el diámetro de vena cava inferior o de la vena yugular interna y/o su variabilidad durante el ciclo respiratorio para determinar el estado de volemia y consecuente respuesta a la administración de volumen[5]. A continuación, se hará una descripción de la técnica, valores de referencia y utilidad clínica que se ha evidenciado con estos métodos de monitorización hemodinámica.

VTI: ¿Integral velocidad - tiempo, que es?, ¿cómo se mide? ¿Y para que nos sirve?

El primer concepto base para la monitoria hemodinámica es la determinación del gasto cardíaco (GC) que en ecocardiografía se realiza a través de la estimación del volumen sistólico (VS) o también llamado volumen latido multiplicado por la frecuencia cardíaca[6],[7]. La ecografía permite estimar el volumen sistólico por técnica de Doppler pulsado, esto se logra con la medición del VTI (Integral velocidad - tiempo), que trata de una imagen triangular que representa el espectro de velocidades de los hematíes que pasan por ese punto (tracto de salida del ventrículo izquierdo) durante un latido[8] y su unidad de medición es en centímetros (cm).

Pero antes debemos comprender como el efecto Doppler hace posible una imagen, y esto empezó con el físico y matemático austriaco Johann Christian en el año 1946, quien dio a conocer su teoría de los cambios de frecuencia mediante un experimento con un trompetista y un tren; primero de manera estática y luego con el tren en movimiento, al registrar la nota musical constato el cambio de frecuencia cuando el tren se movía, a lo cual más tarde se llamó efecto Doppler[6]. Este efecto es explicado por la física de fluidos, ya que cuando un emisor produce una onda ya sea de luz o sonido a cierta frecuencia, esta viaja libremente a cierta velocidad, dando como resultado que el receptor reciba exactamente la misma frecuencia emitida, cuando el emisor o el receptor se mueven, aunque la onda viaje a la misma velocidad, la onda se expande si estos se alejan o se comprime si se acercan, resultando en una frecuencia recibida distinta a la emitida, a esta diferencia se denomina "desplazamiento de frecuencias" o "frequency shift". Lo cual, al final es el principio del efecto Doppler, que a nivel clínico nos ha ayudado a comprender como puede medirse el movimiento de los hematíes, al trazar el VTI tomando la velocidad de los hematíes contra el tiempo (la duración de un latido) que duran al pasar por una estructura determinada, obteniendo variables como el VS[6],[7].

Para calcular el VS se utiliza la modalidad de Doppler de onda pulsada que permite medir la velocidad en un punto específico del sistema cardiovascular (corazón y arterias), obteniendo una imagen triangular que representa el espectro de velocidades de los hematíes que pasan por ese punto durante un latido, interpretándose como la longitud de la columna de sangre que pasa por el punto insonado en un latido[7]. El VTI se va a expresar en cm teniendo en cuenta que representa la

relación de velocidad (cm/sg) de los hematíes/tiempo (sg), en este caso la duración de un latido (Figura 1).

En ecocardiografía la medición del VS a través del VTI se hace usualmente a nivel del tracto de salida del ventrículo izquierdo (TSVI) colocando el volumen de muestra del Doppler de onda pulsada dentro del TSVI a 1 cm de distancia de la implantación de la válvula aórtica en una vista apical de 3 o 5 cámaras y manteniendo un ángulo de insonación de la señal Doppler con respecto al flujo sanguíneo cercano a 0° (es fundamental que el ángulo sea < 20° para obtener medidas adecuadas) con lo que se calcula la distancia que recorre la sangre a través del TSVI durante el tiempo sistólico, el trazo correspondiente del espectro Doppler medido en cm es el VTI, al multiplicar el valor obtenido (VTI TSVI) por el área del TSVI da como resultado el VS en mililitros (mL)[7],[9],[10], se recomienda que el VTI TSVI sea el promedio de tres a cinco señales consecutivas del espectro Doppler pulsado[9].

El cálculo del área del TSVI se hace a través de la medición del diámetro del TSVI (DTSVI) en la vista paraesternal de eje largo durante la mesosístole (máxima apertura valvular) de borde interno a borde interno, empleando la fórmula para calcular el área de un círculo πr^2 ($3.1416 \times (DTSVI/2)^2$) donde se asume al TSVI como una estructura cilíndrica, o su fórmula equivalente $(DTSVI)^2 \times 0,785$, entonces el valor obtenido del DTSVI se eleva al cuadrado y se multiplica por la constante 0,785. Finalmente, el gasto cardíaco (GC) se obtiene al multiplicar el VS por la frecuencia cardíaca y se expresa en Litro/minuto (Figura 2).

El principal error al estimar el VS y GC con este método se da en la medida del DTSVI ya que una medición inadecuada de la distancia obtenida se eleva al cuadrado conllevando a sobreestimar o infraestimar el gasto cardíaco real[7],[9],[10], por ejemplo, si el DTSVI es 2,0 cm elevado al cuadrado y multiplicado por 0,785 daría un área de 3,14 cm² que al multiplicarla por una VTI de 20 cm nos da un VS 62,8 mL que al multiplicarlo por una frecuencia cardíaca (FC) de 70 lpm, daría un gasto cardíaco de 4,4 Litros/minuto; y si el DTSVI realmente es 2,2 cm, daría un área de 3,79 cm² x VTI 20 cm, el VS cambiaría a 75,8 mL que al multiplicarlo por la FC de 70 lpm daría un GC de 5,3 Litros/minuto, demostrando como un error de medida de 2 milímetros en el TSVI equivale a un error en la estimación del gasto cardíaco de 0,9 litro/minuto manteniendo los mismos valores del VTI y FC.

Goldman et al.[11], mostro que el VTI TSVI es 20 ± 3 (17 - 23 cm) cuando la frecuencia cardíaca está en rangos de la

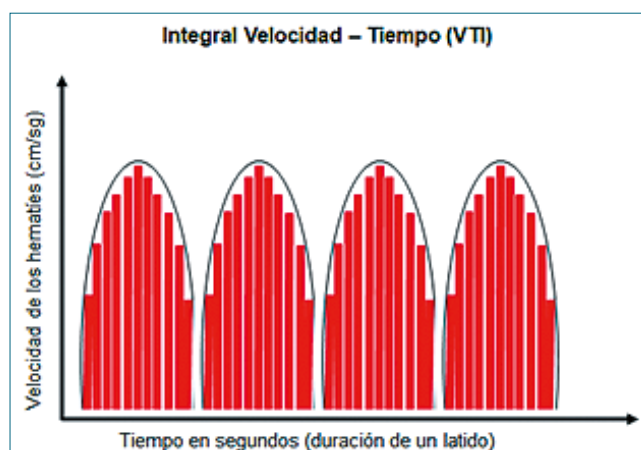


Figura 1. Expresión de la Integral Velocidad - Tiempo (VTI). Integral Velocidad - Tiempo (VTI): representa el promedio del espectro de las diferentes velocidades de los hematíes al pasar por un punto dado del sistema cardiovascular durante un latido cardíaco, teniendo una forma triangular al utilizar el Doppler de onda pulsada y expresándose en centímetros.

normalidad, indicando un VS y GC normales, con frecuencia cardíaca menor al 55 lpm, el VTI TSVI debe ser mayor a 18 cm, de lo contrario indicarían un VS y GC bajos, con frecuencias cardíacas mayores a 95 el VTI TSVI deber ser menor a 22 cm, valores por encima de este indicarían en VS y GC altos. Así mismo, lo describe Mercadal et al., para lo cual nos grafica la correlación de las medidas del VTI de acuerdo al VS, considerando que 17 cm de VTI corresponde a un VS cercano a 54 mL (en ecocardiografía generalmente se infraestima el VS por no tener una alineación perfecta de 0° al flujo sanguíneo a través del TSVI), que es cercano a 60 mL valor considerado en la literatura de hemodinamia como el límite inferior de normalidad del VS[7].

Ahora bien, teniendo en cuenta que el diámetro y/o área del TSVI no varía en un paciente, cualquier cambio en el VS y GC depende de variaciones en el VTI TSVI, por lo que la medición solamente de este parámetro es útil para valorar el estado hemodinámico de los pacientes en un momento dado, la respuesta a tratamientos como cargas de fluidos, vasopresores e inotrópicos y su seguimiento en el tiempo[9],[12],[13]. Se ha estimado que un incremento del VTI TSVI > 15% luego

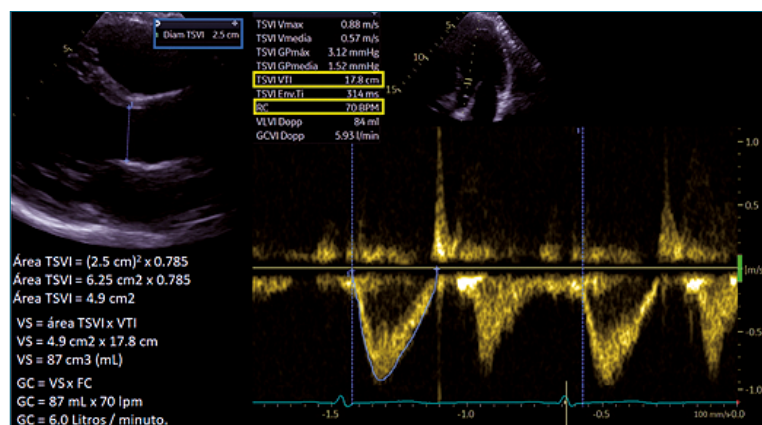


Figura 2. Cálculo del volumen sistólico y gasto cardíaco a través de ecocardiografía. TSVI: tracto de salida del ventrículo izquierdo; VS: volumen sistólico; GC: gasto cardíaco; VTI: integral velocidad-tiempo; FC: frecuencia cardíaca.

de la administración de un tratamiento indican una respuesta adecuada a la terapia, de lo contrario implica una ausencia de utilidad[14]. En pacientes con choque séptico y ventilación mecánica luego de un test de volumen (500 mL de cloruro de sodio al 0,9% en infusión endovenosa continua durante 15 minutos), el VTI TSVI y su variación (VVTI TSVI) tiene una buena correlación con las variaciones en el volumen sistólico (VVS), presión de pulso (VPP) e índice cardíaco (VIC), considerándose respondedores al test de volumen cuando hay un incremento $> 15\%$ del gasto cardíaco y no respondedores si es $< 15\%$, con una área bajo la curva de 0,8 para la VVS con sensibilidad 66,5% y especificidad 95%, 0,843 para VPP con sensibilidad 83,3% y especificidad 75%, 0,956 para VVTI TSVI con sensibilidad 87,5% y especificidad 95%[12].

También se ha comparado el VTI TSVI medido por ecocardiografía con el VS estimado con el dispositivo Vigileo® empleando la maniobra de elevación pasiva de las piernas, la cual simula una carga rápida de líquidos endovenosos para incrementar la precarga y evaluar el estado de volemia determinando consecuentemente la respuesta a la administración de volumen en pacientes con respiración espontánea[13] con o sin ventilación mecánica y sin vasopresores, se consideró respondedores cuando había un incremento $\geq 15\%$ del VS en pacientes con respiración espontánea, encontrando una buena correlación entre las dos técnicas con $r = 0,56$, $p < 0,0001$, un incremento del VS $\geq 13\%$ a los 90 segundos de la maniobra con VTI TSVI mediante ecocardiografía predijo una respuesta a la expansión de volumen con sensibilidad del 100% y especificidad del 80%, un incremento del VS $\geq 16\%$ a los 120 segundos de la maniobra con Vigileo® tuvo una sensibilidad 85% y especificidad del 90% para predecir respuesta a la expansión del volumen, no hubo diferencias en el área bajo la curva con las dos técnicas $0,96 \pm 0,03$ con ecocardiografía vs $0,92 \pm 0,05$ con Vigileo®.

Es importante resaltar que no se debe emplear el VTI TSVI para estimar el VS y GC cuando hay valvulopatía aórtica moderada o severa, bien sea estenosis o insuficiencia, obstrucción dinámica del TSVI, hipovolemia extrema, infarto de pared anterior con hipercontractilidad de los segmentos basales del sep-

tum interventricular, síndrome de Takotsubo[14], en el caso de fibrilación auricular y ectopias frecuentes se debe medir el VTI de cinco latidos y sacar el promedio[10].

Debido a las limitaciones antes mencionadas que se pueden presentar para realizar monitoreo hemodinámico con ecocardiografía en un momento dado, se han realizado estudios evaluando la correlación entre el VTI TSVI por ecocardiografía y el VTI carotídeo en diferentes escenarios teniendo en cuenta que la arteria carótida es fácil de identificar y asequible, no depende de la ventana ecocardiográfica, requiere menor habilidad, tiempo de entrenamiento y experticia del operador. La onda de flujo carotídeo con Doppler pulsado usualmente es bifásica, siendo fácil identificar y trazar el VTI del flujo sistólico, diastólico y sistodiastólico también denominado total (Figura 3). Sidor et al., evaluó el flujo carotídeo en la arteria carótida común derecha con Doppler pulsado 1 a 1,5 cm de la bifurcación a través de parámetros hemodinámicos como flujo sistólico carotídeo (FSC), tiempo de flujo corregido (TFC) y flujo carotídeo total (FCT) a través del VTI con el gasto cardíaco medido por ecocardiografía en 20 voluntarios sanos y sus cambios mediante la maniobra de compresión (disminuye el retorno venoso) y elevación de las piernas (aumenta el retorno venoso), se promediaron las mediciones de 3 latidos consecutivos con cada test, encontrando buena correlación del FSC 0,67 con $p < 0,001$, TFC 0,57 con $p < 0,001$, no alcanzando significancia estadística del FCT 0,41 con $p 0,06$, esto demuestra como los cambios en la precarga y subsecuente alteraciones en el gasto cardíaco se ven reflejadas directamente en el flujo sanguíneo carotídeo[15].

El estudio de Cheong et al., comparó el VTI TSVI con el VTI sistodiastólico carotídeo y VTI sistólico carotídeo medido a nivel de la arteria carótida común izquierda con un transductor sectorial cerca de su origen en el arco aórtico (Figura 4) en pacientes estables que han ingresado a la unidad de cuidados intensivos, encontrando una buena correlación entre el VTI TSVI y VTI sistodiastólico carotídeo (20,5 cm vs 20 cm respectivamente) vs 12,2 cm del VTI sistólico carotídeo, con un coeficiente de correlación de Spearman entre el VTI TSVI y VTI sistólico carotídeo de 0,81 (95% CI 0,67-0,89) y VTI TSVI y VTI sistodiastólico

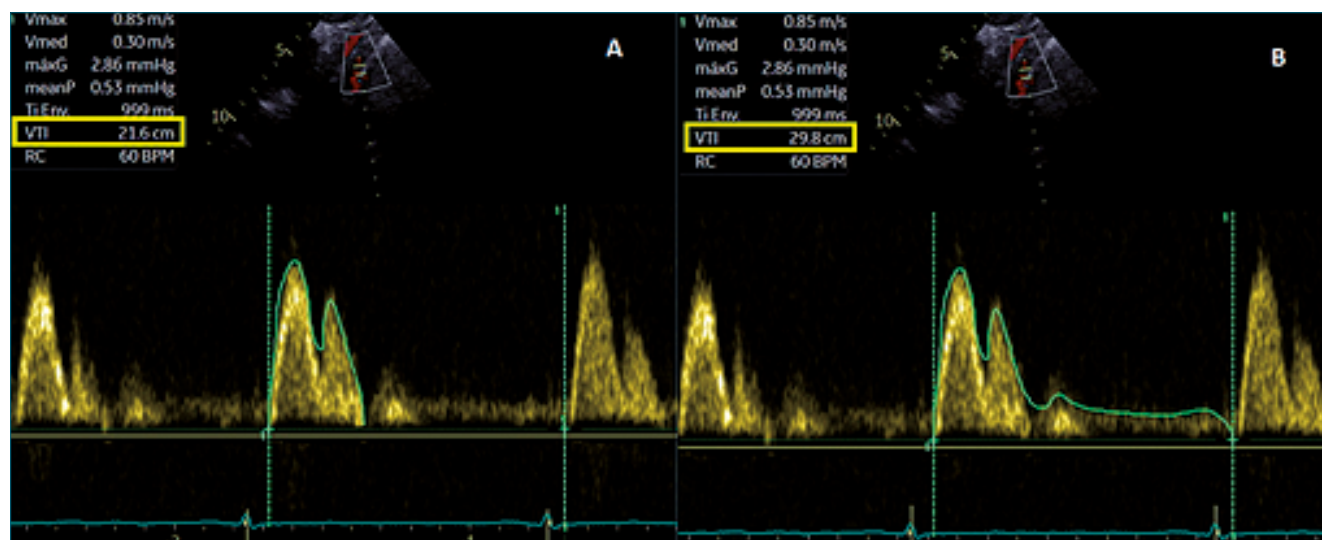


Figura 3. Medición del flujo carotídeo, VTI sistólico y sistodiastólico (VTI total). VTI: Integral velocidad - tiempo. A: VTI sistólico; B: VTI sistodiastólico (Total). Elaboración propia.

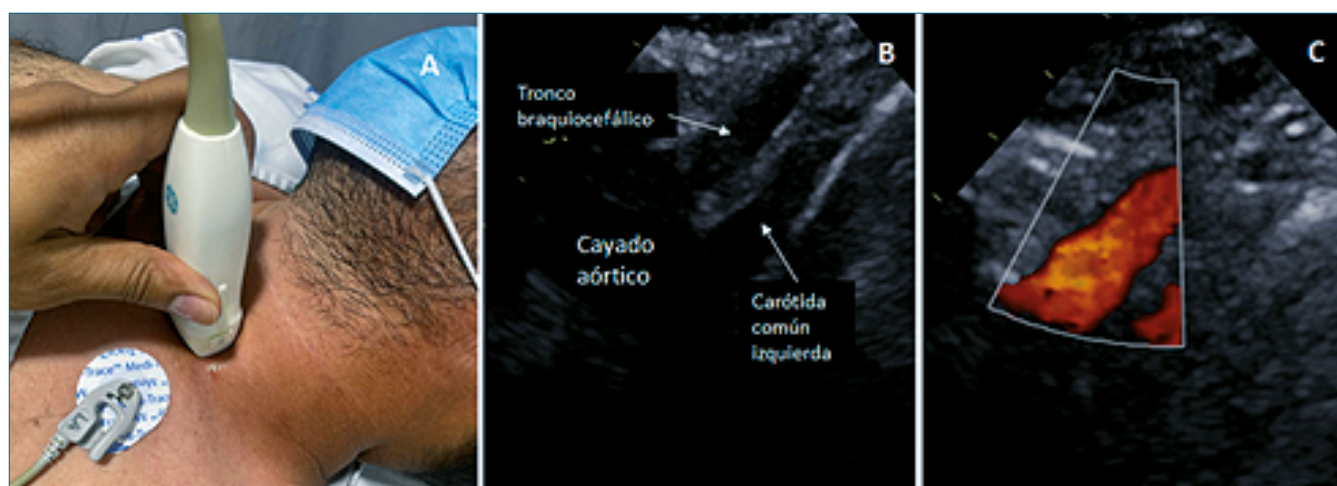


Figura 4. Visualización ecográfica de la arteria carótida común izquierda desde la fosa supraclavicular izquierda con un transductor sectorial. A: Son-da sectorial en la fosa supraclavicular izquierda; B: Estructuras anatómicas visualizadas a nivel de la fosa supraclavicular izquierda; C: Modo Doppler color de la arteria carótida común izquierda.

carotideo 0,89 (95% CI 0,81-0,94)[3].

Cheong et al.[16], también evaluó los cambios del VTI sistodiastólico carotideo como predictor de respuesta a volumen con la maniobra de elevación de las piernas en 50 pacientes con hipoperfusión tisular en unidad de cuidados intensivos (46% con ventilación mecánica, 34% disfunción cardíaca izquierda FEVI < 50%, 10% disfunción cardíaca derecha y 52% con vasopresores) encontrando una área bajo la curva de 0,869 (IC 95% 0,743 a 0,947), donde los cambios del 11% en VTI carotideo tiene una sensibilidad del 77,3% (IC 95% 54,6-92,2%) y especificidad 78,6% (IC 95% 59-91,7%), valor predictivo positivo 73,9% (IC 95% 57,4-85,6%) y valor predictivo negativa 81,5% (IC 95% 66,5-90,7%) para predecir la respuesta la infusión de fluidos.

También se ha comparado el VTI TSVI con el VTI sistodiastólico carotideo para determinar la respuesta a volumen mediante la maniobra de elevación pasiva de las piernas en pacientes con sepsis, choque séptico y un grupo control sin sepsis, bajo ventilación mecánica invasiva[17], considerándolos respondedores cuando hay un incremento del VS > 15%, siendo predictor con buena correlación en el grupo control ($r = 0,530$, $p = 0,016$), una correlación débil en el grupo con sepsis ($r = 0,440$, $p = 0,052$) y sin correlación en los pacientes con choque séptico ($r = 0,044$, $p = 0,853$), indicando que en los pacientes sépticos con ventilación mecánica el VTI carotideo podría ser usado para predecir respuesta a la administración de volumen[17]. Algo importante para tener en cuenta es que la medición se llevó a cabo en el segmento medio de la arteria carotidea, no cerca del origen por lo que esta medida puede estar más influenciada por la autorregulación cerebral, se utilizó la arteria carotídea derecha y un transductor lineal, donde no hay una adecuada alineación con el ángulo de incidencia del Doppler pulsado siendo necesario la función de corrección de ángulo. Patnaik et al., también encontró una correlación débil del VTI carotideo cuando sea empleado transductores lineales[18].

En el ámbito de anestesia se ha evaluado el VTI carotideo en mujeres embarazadas llevadas a cesárea electiva para determinar respuesta a volumen (6 mL/kg de peso ideal de hidro-

xietil-starch al 6% en 10 minutos) durante anestesia combinada espinal - epidural y respiración espontánea, a las pacientes que tenían un incremento del 15% de VS por ecocardiografía (respondedores a volumen) se les adiciono un bolo de 10 mL/kg de peso de lactato de Ringer en 15 a 20 minutos, a las no respondedoras se les continuo infusión de lactato de Ringer a 8 mL/kg/h, antes de la carga de volumen el VTI carotideo fue menor en el grupo de las respondedoras vs no respondedores ($9,0 \pm 2,9$ cm vs $13,1 \pm 3,9$ cm $p < 0,0003$), posterior a la carga de volumen no hubo una diferencia significativa en el VTI carotideo (15,8 vs 16,4 cm $p = 0,587$), la incidencia de hipotensión fue significativamente mayor en el grupo de respondedores a volumen vs no respondedores (25,8% vs 17,1% $p < 0,001$), la habilidad del VTI carotideo para predecir respuesta a volumen fue de 0,821 (IC 95%, 0,720-0,922) estimado por el área bajo la curva, el punto de corte para determinar a los respondedoras fue un VTI 8,7 cm con sensibilidad de 67,0%; especificidad de 90,0%[19].

Otro aspecto a tener en cuenta es que se ha encontrado una correlación moderada (0,44, IC 95% 0,18-0,63 con $p = 0,004$) del VTI sistodiastólico carotideo con el gasto cardíaco medido invasivamente a través del método de termodilución con catéter de Swan-Ganz en la arteria pulmonar en pacientes para valorar respuesta a volumen[4]. Teniendo en cuenta la buena correlación entre el VTI TSVI y el VTI sistodiastólico carotideo, este último se puede emplear en la valoración hemodinámica inicial de los pacientes en diferentes escenarios clínicos, adicionalmente sus cambios en el tiempo permiten determinar la respuesta a diferentes intervenciones como la expansión de volumen, el uso de vasopresores e inotrópicos. Se ha encontrado que este método es fácil de realizar con una curva de aprendizaje rápida como se demostró en el estudio de Osgood et al.[20], donde médicos en el servicio de urgencias con experiencia limitada en ultrasonido pueden adquirir estas medidas de manera confiable con un tiempo promedio para realizar el estudio de 3:05 minutos en médicos inexpertos (< 50 estudios ultrasonográficos realizados) vs 2:50 minutos en expertos (> 50 estudios realizados), donde el 94% de los participantes (60 mé-

dicos, 37 sin experiencia en ultrasonido y 23 con experiencia) completaron el estudio con estándares aceptables.

El metaanálisis de Lipszyc et al.[21], que incluye trece estudios clínicos prospectivos con un total de 648 pacientes adultos, valora diferentes parámetros del Doppler carotideo para determinar la respuesta a volumen en pacientes con ventilación mecánica invasiva en unidad de cuidados intensivos o anestesiados en salas de cirugía; entre los parámetros evaluados están el delta de la velocidad pico carotidea, delta del VTI carotideo, velocidad pico carotideo, flujo carotideo y delta del tiempo corregido del flujo carotideo, encontrando una sensibilidad del 0,79 (IC 95% 0,74 - 0,84) y especificidad 0,85 (IC 95% 0,76 - 0,90) para el delta de la velocidad pico carotideo como predictor de respuesta a volumen, siendo el parámetro que se empleó con mayor frecuencia (9 estudios), considerando que es una técnica útil con una precisión moderada en este grupo de pacientes. En los estudios que incluyeron la medición de VTI carotideo (4 estudios), la sensibilidad y especificidad estuvo entre 0,71 a 0,89 y 0,69 a 0,86 respectivamente. Es de aclarar que en este metaanálisis se excluyeron pacientes con ventilación espontánea, en todos se valoró el gasto cardíaco y la respuesta a volumen con otro método independiente[21].

A pesar de que cada día hay un crecimiento en la evidencia clínica que respalda la utilidad y precisión del Doppler carotideo para la valoración hemodinámica de pacientes en diferentes escenarios clínicos, aún falta por definir puntos de corte y cuál es el método que tiene mayor rendimiento, adicionalmente hay que tener presente las limitaciones en pacientes con desacoplamiento ventrículo arterial como en aquellos con choque vasopléjico, falla cardíaca, enfermedad cardíaca isquémica, valvulopatías aórticas moderada o severas, estenosis carotidea, hipertensión endocraneana, donde el flujo carotideo no es representativo del gasto cardíaco dado que puede estar alterado por la resistencia vascular ya sea por disminución o incremento, adicionalmente tener en cuenta que el ángulo de incidencia idealmente debe ser 0° y cuando se utiliza la función de ángulo corregido del Doppler pulsado debe ser menor a 60°[4],[22].

¿Cómo y con que medir el VTI carotideo?

Los mejores resultados al evaluar el VTI carotideo como subrogado del volumen sistólico y gasto cardíaco se han obtenido valorando la arteria carótida izquierda con un transductor sectorial cerca al origen en el arco aórtico[3],[16]. Al colocar el transductor sectorial en la fosa supraclavicular izquierda se obtiene una mejor alineación del flujo sanguíneo carotideo con el ángulo de incidencia del Doppler pulsado, disminuyendo el riesgo de obtener valores incorrectos por tener ángulos de insonación inadecuados como ocurre al utilizar un transductor lineal, adicionalmente se evita tener que utilizar la función de corrección de ángulo del Doppler pulsado (debe ser menor a 60° para obtener resultados confiables). El transductor sectorial al tener el origen del haz de ultrasonido en un único punto permite una mejor accesibilidad de la zona de interés (en nuestro caso es la arteria carótida izquierda cerca de su origen en el arco aórtico), siendo el utilizado para valorar corazón y cerebro, mientras que los transductores lineales son más útiles para evaluar estructuras superficiales (campo cercano).

Al evaluar el flujo carotideo cerca de su origen en el arco aórtico se evitan los mecanismos de autorregulación del flujo

sanguíneo cerebral que pueden incidir en los valores obtenidos cuando la medición se lleva a cabo en la porción media de la arteria o cerca al bulbo carotideo[15],[17],[18]. Otro aspecto a tener en cuenta, es que al medir la arteria carótida izquierda, nos da la ventaja de que se origina directamente del arco aórtico lo que nos representa una medida más fidedigna a diferencia de la arteria carótida derecha la cual se origina del tronco braquiocefálico[3],[16].

VCI: diámetro de Vena Cava Inferior: ¿qué es?, ¿cómo se mide? ¿Y para que nos sirve?

El segundo concepto a tener en cuenta al momento de valorar el estado hemodinámico de un paciente es la volemia, la cual se puede evaluar mediante ecografía a través de la medición de la vena cava inferior (VCI), ya sea por el diámetro (medida estática) o de acuerdo a la colapsabilidad (medida dinámica) que se puede entender como la variabilidad del diámetro de la vena durante el ciclo respiratorio[5]. El diámetro de la VCI varía con la respiración y el volumen intravascular; en respiración espontánea se colapsa durante la inspiración debido a la presión negativa creada por la expansión del tórax que genera un incremento del retorno venoso disminuyendo el calibre del vaso, su diámetro máximo se encuentra al final de la espiración. En individuos sanos en respiración espontánea el grado de colapso de la VCI es > 50%[5],[23]. En el caso del diámetro los puntos de corte serían menor a 2,1 cm como respondedores a volumen, diámetros mayores a 2,1 indican que no van a ser respondedores a volumen[23].

Medir la VCI tiene como ventaja él ser un parámetro sencillo, rápido, reproducible y fácil de obtener a la cabecera del paciente, permitiendo determinar el volumen intravascular en un momento dado y diferenciar a pacientes que se van a beneficiar y/o necesitan la expansión de volumen, soporte vasopresor y/o inotrópico sin volumen o quienes necesitan terapias de remoción de volumen como diálisis o ultrafiltración[24], adicionalmente se provee datos hemodinámicos del ventrículo derecho y se relaciona de manera dinámica con las presiones intratorácicas[5],[23]. Ahora bien, al momento de evaluar la volemia mediante parámetros estáticos como diámetro de la VCI o la presión venosa central, no se ha logrado determinar que estos tengan una correlación significativa con los cambios en el gasto cardíaco de los pacientes respondedores y no respondedores a la administración de volumen[25],[26] debido a que no está valorando la función ventricular en ese momento. Los parámetros dinámicos dan información funcional del rendimiento cardíaco ante modificaciones transitorias de la precarga, permitiendo estimar el grado de dependencia de la precarga y la respuesta esperada de incremento del gasto cardíaco con la administración de volumen[5].

¿Cómo se mide el diámetro e índice de colapsabilidad de la Vena Cava Inferior?

Al momento de evaluar la VCI el paciente debe estar idealmente en decúbito supino, se emplea la ventana subcostal, colocando el transductor sectorial (2-5 MHz) por debajo y ligeramente a la derecha del apéndice xifoides, una vez localizada la vena cava inferior deberá realizarse la medición en modo M o bidimensional (2D) a 2 cm distal a la unión con la aurícula dere-



Figura 5. Vena cava inferior visualizada desde la ventana subcostal. A: Transductor en la ventana subcostal debajo del apéndice xifoides; B y C: Vena cava inferior llegando a la aurícula derecha, diámetro máximo durante la espiración (B), diámetro mínimo durante la inspiración (C). Medición del diámetro con modo M durante el ciclo respiratorio; a: durante la espiración; b: durante la inspiración.

cha durante todo el un ciclo respiratorio, tomando el diámetro máximo durante la inspiración y espiración (Figura 5)[5],[27].

Las variaciones en el diámetro de la VCI con el ciclo respiratorio son mayores en pacientes hipovolémicos y menores en los que tiene sobrecarga de volumen cuando la VCI es menos distensible. En ventilación mecánica hay un incremento de la presión pleural durante la inspiración que es transmitida a la aurícula derecha reduciendo el retorno venoso y dilatando la VCI; en cambio, durante la espiración, al disminuir la presión intratorácica mejora el retorno venoso hacia la aurícula derecha y el diámetro de la VCI se reduce[5].

Como se describió anteriormente una de las manera de medir la VCI, es mediante el índice de colapsabilidad de la vena cava inferior (ICVCI), el cual ha sido utilizado para evaluar la respuesta a la administración de volumen en pacientes con ventilación mecánica en múltiples estudios[25],[26],[27],[28],[29],[30],[31], estableciendo como respondedores a volumen aquellos con un ICVCI > 18% con una sensibilidad y especificidad del 90%[30]. Hay que tener en cuenta que estos valores pueden estar alterados en disfunción ventricular derecha, taponamiento cardíaco, neumotórax a tensión, incremento de la presión intraabdominal y valores elevados de presión positiva al final de la espiración. La fórmula empleada para obtener el ICVCI varía si el paciente esta con ventilación mecánica o en respiración espontánea[5].

El índice de colapsabilidad en pacientes con ventilación mecánica se calcula de la siguiente manera (5):

$$\text{ICVCI} = \frac{\text{Diámetro Máximo} - \text{Diámetro Mínimo}}{\text{Diámetro Mínimo}} \times 100$$

Cuando se hace la valoración del ICVCI en pacientes con ventilación mecánica se debe de tener en cuenta que el paciente debe estar bajo sensación con un modo ventilatorio controlado sin esfuerzo respiratorio, con una inclinación a 0°, volumen corriente ≥ 8 mL/kg peso y una compliance > 30 mL/cmH₂O[5],[23].

Ahora, en pacientes con ventilación espontánea se ha establecido un ICVCI mediante la siguiente ecuación[32]:

$$\text{ICVCI} = \frac{\text{Diámetro Máximo} - \text{Diámetro Mínimo}}{\text{Diámetro Máximo}} \times 100$$

Encontrando un punto de corte de 40% para predecir res-

puesta al volumen con una sensibilidad del 70% y especificidad del 80%[32]. Es de anotar que para utilizar este índice se debe medir la vena cava durante todo el ciclo respiratorio, siendo el diámetro máximo durante la espiración y mínimo durante la inspiración.

Otros estudios han evidenciado que un diámetro máximo de la VCI < 2,1 cm que colapsa > 50% descarta la presencia de sobrecarga de volumen intravascular, un ICVCI < 20% con un diámetro moderado a grande de la VCI descarta depleción de volumen intravascular con respiración espontánea o ventilación mecánica[28].

También se ha evaluado el diámetro de la vena yugular interna (VYI) y su variación con el ciclo respiratorio[33] como predictor de presiones a nivel de la aurícula derecha y consecuentemente el estado de volemia de los pacientes, encontrando que presiones a nivel de la aurícula derecha > 10 mm Hg se correlacionan con un diámetro en VYI > 1,2 cm o variaciones del diámetro respiratorio de la VYI < 30% con una especificidad del 71% y sensibilidad del 82% con un área bajo la curva 0,789 $p < 0,001$, cuando la variación respiratoria de la vena yugular interna es < 15% tiene sensibilidad del 68% y especificidad del 77% con un área bajo la curva 0,796 para presiones aurícula derecha > 15 mm Hg. Es de resaltar que la medición de la vena yugular interna al tener una localización superficial es fácil de realizar, llevando a cabo su evaluación ecográfica en menos de 5 minutos[33].

En el ámbito de anestesia se ha evaluado el ICVCI como predictor de hipotensión posterior a inducción anestésica general en cirugía electiva ASA I y ASA II, encontrando una baja probabilidad de presentar hipotensión cuando el ICVCI era bajo (< 43%) con una sensibilidad del 62,5% y especificidad del 92,9%[34].

Integración de VTI carotideo y diámetro de VCI en patrones hemodinámicos

A la hora de evaluar el estado hemodinámico de los pacientes, nos ayudara a determinar el gasto cardíaco así como la volemia y dependiendo de los resultados obtenidos puede ser una guía de las medidas terapéuticas consecuentes como administración de volumen y/o inicio de soporte vasopresor y/o inotrópico.

Teniendo en cuenta las características clínicas de congestión y perfusión que presentaban los pacientes con infarto agudo de miocardio, en el año 1977 Forrester et al.[35], hace una correla-

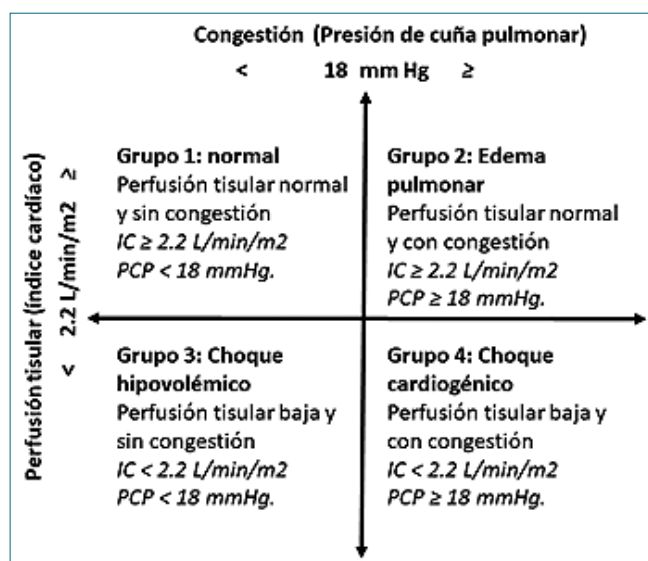


Figura 6. Clasificación clínica y hemodinámica de Forrester[35]. IC: índice cardíaco; PCP: presión de cuña pulmonar.

ción clínica (signos de hipoperfusión y/o congestión) con el estado hemodinámico invasivo a través de la medición del índice cardíaco (IC) y presión capilar pulmonar (PCP) mediante catéter de Swan-Ganz, en pacientes con infarto agudo de miocardio, clasificándolos en cuatro grupos; el grupo 1 (normal): no con-

gestión y no hipoperfusión que correspondían a un $IC \geq 2.2 \text{ L/min/m}^2$ y $PCP < 18 \text{ mm Hg}$; grupo 2 (edema pulmonar): congestión pulmonar sin hipoperfusión que correspondían a un $IC \geq 2.2 \text{ L/min/m}^2$ y $PCP > 18 \text{ mm Hg}$; grupo 3 (choque hipovolémico): hipoperfusión sin congestión que correspondían a $IC < 2.2 \text{ L/min/m}^2$ y $PCP < 18 \text{ mm Hg}$; grupo 4 (choque cardiogénico): congestión pulmonar con hipoperfusión que correspondían a $IC < 2.2 \text{ L/min/m}^2$ y $PCP > 18 \text{ mm Hg}$, la correlación entre la clínica y medición hemodinámica fue del 83%, (Figura 6).

Por tanto, al adicionar la utilidad del VTI TSVI y del VTI carotideo como parámetros subrogados del volumen sistólico y consecuentemente del gasto cardíaco para la valoración hemodinámica de los pacientes en un momento dado, junto con la capacidad del diámetro e índice de la VCI para predecir la respuesta a volumen, la propuesta de nuestra escuela es combinar estos dos parámetros para clasificar a los pacientes en 4 grupos hemodinámicos (Figura 7), VTI sistodiastólico carotideo $\geq 17 \text{ cm}$ (gasto cardíaco adecuado), VTI sistodiastólico carotideo $< 17 \text{ cm}$ (gasto cardíaco disminuido), $ICVCI \geq 40\%$ o diámetro de VCI (DVCI) $< 2.1 \text{ cm}$ (respondedor a volumen) y $< 40\%$ o DVCI $\geq 2.1 \text{ cm}$ (no respondedor a volumen), es de aclarar que esta es una propuesta que debe ser validada en estudios clínicos y está fundamentada en la evidencia actual de la utilidad del VTI carotideo como subrogado del gasto cardíaco y diámetro de la vena cava inferior como determinante de la volemia y respuesta a volumen.

Por tanto, se estable el VTI sistodiastólico carotideo $\geq 17 \text{ cm}$ como un gasto cardíaco normal teniendo en cuenta la buena

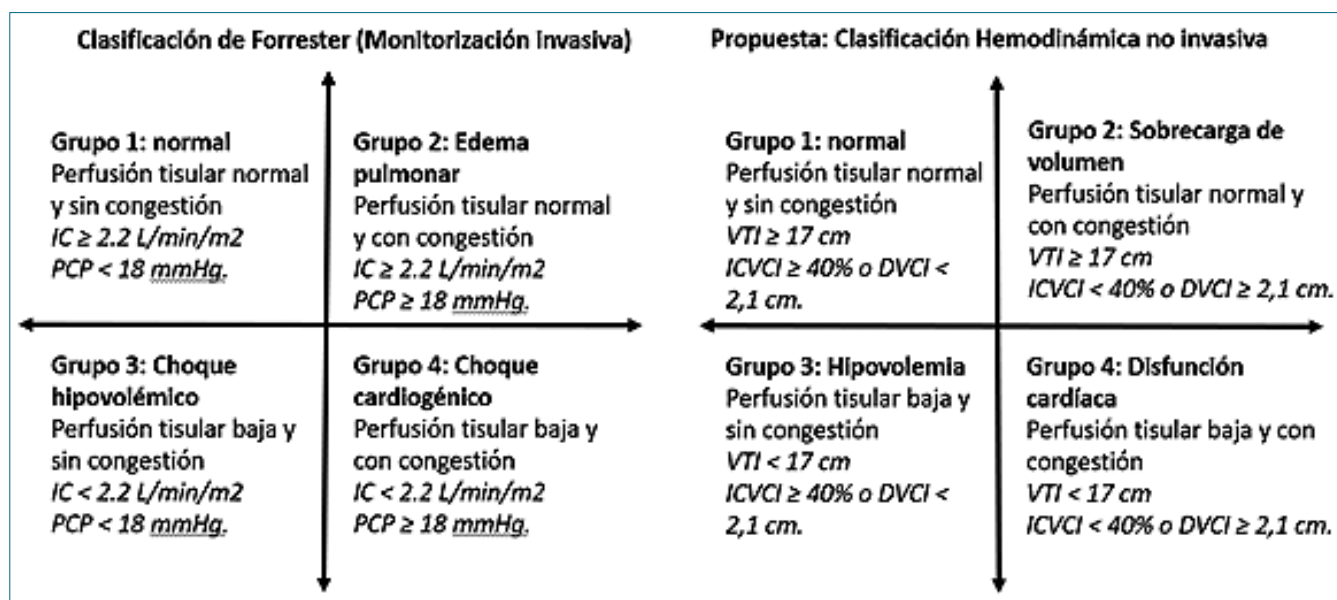


Figura 7. Grupos hemodinámicos según el VTI sistodiastólico carotideo e índice de colapsabilidad de la vena cava inferior (ICVCI). DVCI: diámetro de la vena cava inferior; IC: índice cardíaco; ICVCI: índice de colapsabilidad de la vena cava inferior; VTI: integral velocidad tiempo sistodiastólica carotidea.

Grupo 1: VTI sistodiastólico carotideo $\geq 17 \text{ cm}$ e $ICVCI \geq 40\%$ o $DVCI < 2.1 \text{ cm}$, implica gasto cardíaco normal y respondedor a volumen.

Grupo 2: VTI sistodiastólico carotideo $\geq 17 \text{ cm}$ e $ICVCI < 40\%$ o $DVCI \geq 2.1 \text{ cm}$, implica gasto cardíaco normal y no respondedor a volumen (por ejemplo, sobrecarga hídrica, hipertensión pulmonar, disfunción ventricular derecha o vasoplejia).

Grupo 3: VTI sistodiastólico carotideo $< 17 \text{ cm}$ e $ICVCI \geq 40\%$ o $DVCI < 2.1 \text{ cm}$, implica gasto cardíaco disminuido y respondedor a volumen (por ejemplo, hipovolemia).

Grupo 4: VTI sistodiastólico carotideo $< 17 \text{ cm}$ e $ICVCI < 40\%$ o $DVCI \geq 2.1 \text{ cm}$, implica gasto cardíaco disminuido y no respondedor a volumen (por ejemplo, disfunción cardíaca). Elaboración propia.

correlación del VTI TSVI con el VTI sistodiastólico carotideo en el estudio de Cheong et al., (20,5 cm vs 20 cm respectivamente) con un coeficiente de correlación de Spearman 0,89 (95% CI 0,81-0,94)[3] y los resultados encontrados por Goldman et al.[11], que muestran que el VTI TSVI es de 20 ± 3 (17 - 23 cm) cuando la frecuencia cardíaca está en rangos de la normalidad en pacientes sanos.

En tanto, los puntos de corte del diámetro de la vena cava inferior (DVCI) e índice de colapsabilidad (ICVCI) para predecir el estado de volemia y consecuente respuesta a la administración de volumen se establecen como DVCI < 2,1 cm o ICVCI $\geq$ 40% que son los respondedores a volumen y DVCI $\geq$ 2,1 cm o ICVCI < 40% no respondedores a volumen[23],[32].

Referencias

- Carbello MÁ, Sosa LE, González CR. Historia y desarrollo del ultrasonido en la Imagenología. *Acta Médica Cent.* 2019;13(4):601-15.
- Royse CF. Ultrasound-guided haemodynamic state assessment. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol.* 2009;23(3):273-83.
- Cheong I, Otero Castro V, Sosa FA, Tort Oribe B, Merlo PM, Tamagnone FM. Carotid flow as a surrogate of the left ventricular stroke volume. *J Clin Monit Comput.* 2023;37(2):661-7.
- Ma IW, Caplin JD, Azad A, Wilson C, Fifer MA, Bagchi A, et al. Correlation of carotid blood flow and corrected carotid flow time with invasive cardiac output measurements. *Crit Ultrasound J.* 2017;9:1-8. doi: 10.1186/s13089-017-0065-0. PMID: 28429291.
- Carrillo Esper R, Tapia Velasco R, Galván Talamantes Y, Garrido Aguirre E. Evaluación de la precarga y respuesta a volumen mediante ultrasonografía de la vena cava. *Rev Asoc Mex Med Crítica Ter Intensiva.* 2015;29(2):105-12.
- Paolinelli GP. Principios físicos e indicaciones clínicas del ultrasonido doppler. *Rev Médica Clínica Las Condes.* 2013;24(1):139-48. doi: 10.1016/s0716-8640(13)70139-1.
- Mercadal Mercadal J, Borrat Frigola X, Guido Guerra RE, Zavala Zegarra E. Ecocardiografía funcional en la unidad de reanimación como monitor hemodinámico. *Med Crítica Col Mex Med Crítica.* 2017;31(2):84-92.
- García-Araque HF, Aristizábal-Linares JP, Ruiz-Ávila HA. Semiología pulmonar por ultrasonido-monitoreización dinámica disponible junto al paciente. *Rev Colomb Anesthesiol.* 2015;43(4):290-8.
- Mercado P, Maizel J, Beyls C, Titeca-Beauport D, Joris M, Kontar L, et al. Transthoracic echocardiography: an accurate and precise method for estimating cardiac output in the critically ill patient. *Crit Care.* 2017;21:1-8. doi: 10.1186/s13054-017-1737-7. PMID: 28595621.
- Blanco P. Rationale for using the velocity-time integral and the minute distance for assessing the stroke volume and cardiac output in point-of-care settings. *Ultrasound J.* 2020;12:1-9. doi: 10.1186/s13089-020-00170-x. PMID: 32318842.
- Goldman JH, Schiller NB, Lim DC, Redberg RF, Foster E. Usefulness of stroke distance by echocardiography as a surrogate marker of cardiac output that is independent of gender and size in a normal population. *Am J Cardiol.* 2001;87(4):499-502.
- Wang J, Zhou D, Gao Y, Wu Z, Wang X, Lv C. Effect of VTILVOT variation rate on the assessment of fluid responsiveness in septic shock patients. *Medicine (Baltimore).* 2020;99(47):e22702. doi: 10.1097/md.00000000000022702. PMID: 33217793.
- Biais M, Vidil L, Sarabay P, Cottenceau V, Revel P, Sztark F. Changes in stroke volume induced by passive leg raising in spontaneously breathing patients: comparison between echocardiography and VigileoTM/FloTracTM device. *Crit Care.* 2009;13:1-8. doi: 10.1186/cc8195. PMID: 19968880.
- Blanco P, Aguiar FM, Blaivas M. Rapid ultrasound in shock (RUSH) velocity-time integral: a proposal to expand the RUSH protocol. *J Ultrasound Med.* 2015;34(9):1691-700.
- Sidor M, Premachandra L, Hanna B, Nair N, Misra A. Carotid flow as a surrogate for cardiac output measurement in hemodynamically stable participants. *J Intensive Care Med.* 2020;35(7):650-5. doi: 10.1177/0885066618775694. PMID: 29742951.
- Cheong I, Otero Castro V, Sosa FA, Tort Oribe B, Früchtenicht MF, Tamagnone FM, et al. Passive leg raising test using the carotid flow velocity-time integral to predict fluid responsiveness. *J Ultrasound.* 2023;1-8. doi: 10.1007/s40477-023-00824-1. PMID: 37668901.
- Chowhan G, Kundu R, Maitra S, Arora MK, Batra RK, Subramaniam R, et al. Efficacy of left ventricular outflow tract and carotid artery velocity time integral as predictors of fluid responsiveness in patients with sepsis and septic shock. *Indian J Crit Care Med Peer-Rev Off Publ Indian Soc Crit Care Med.* 2021;25(3):310. doi: 10.5005/jp-journals-10071-23764. PMID: 33790513.
- Patnaik R, Krishna B, Sampath S, PATNAIK R. Correlation of common carotid artery blood flow parameters with transthoracic echocardiographic cardiac output for assessing fluid responsiveness after passive leg raising (PLR) test in critically ill patients. *Cureus.* 2023;15(6). doi: 10.7759/cureus.40229. PMID: 37435241.
- Dai S, Wang C, Tao X, Shen J, Xu L. Predicting fluid responsiveness in spontaneously breathing parturients undergoing caesarean section via carotid artery blood flow and velocity time integral measured by carotid ultrasound: a prospective cohort study. *BMC Pregnancy Childbirth.* 2024;24(1):60. doi: 10.1186/s12884-024-06246-z. PMID: 38216901.
- Osgood R, Mohan S, John L, Stirling E, Stirling S. In training emergency physicians the carotid artery Doppler with passive leg raise, does previous sonographic experience influence scan time and competency? *Australas J Ultrasound Med.* 2021;24(1):20-6. doi: 10.1002/ajum.12204. PMID: 34760607.
- Lipszyc AC, Walker SC, Beech AP, Wilding H, Akhlaghi H. Predicting fluid responsiveness using carotid ultrasound in mechanically ventilated patients: a systematic review and meta-analysis of diagnostic test accuracy studies. *Anesth Analg.* 2022;10:1213. doi: 10.1213/ane.0000000000006820. PMID: 38289868.
- Kenny JES. The left ventricular outflow tract and carotid artery velocity time integrals. *Front Med Technol.* 2024;6:1320810. doi: 10.3389/fmedt.2024.1320810. PMID: 38333734.
- Pérez Cateriano V, Pasco Ulloa JC. Descifrando la vena cava inferior. *Horiz Méd Lima.* 2018;18(1):68-74. doi: 10.24265/horiz-med.2018.v18n1.10.
- Kaptein EM, Kaptein MJ. Inferior vena cava ultrasound and other techniques for assessment of intravascular and extravascular volume: an update. *Clin Kidney J.* 2023;16(11):1861-77. doi: 10.1093/ckj/sfad156. PMID: 37915939.
- Levitov A, Marik PE. Echocardiographic assessment of preload responsiveness in critically ill patients. *Cardiol Res Pract.* 2012;2012.
- Mandeville JC, Colebourn CL. Can transthoracic echocardiography be used to predict fluid responsiveness in the critically ill patient? A systematic review. *Crit Care Res Pract.* 2012;2012.

27. Jalil BA, Cavallazzi R. Predicting fluid responsiveness: a review of literature and a guide for the clinician. *Am J Emerg Med*. 2018;36(11):2093-102.
28. Kaptein MJ, Kaptein EM. Inferior vena cava collapsibility index: clinical validation and application for assessment of relative intravascular volume. *Adv Chronic Kidney Dis*. 2021;28(3):218-26. doi: 10.1053/j.ackd.2021.02.003. PMID: 34906306.
29. Broyles MG, Subramanyam S, Barker AB, Tolwani AJ. Fluid responsiveness in the critically ill patient. *Adv Chronic Kidney Dis*. 2021;28(1):20-8.
30. Barbier C, Loubières Y, Schmit C, Hayon J, Ricôme JL, Jardin F, et al. Respiratory changes in inferior vena cava diameter are helpful in predicting fluid responsiveness in ventilated septic patients. *Intensive Care Med*. 2004;30:1740-6. doi: 10.1007/s00134-004-2259-8. PMID: 15034650.
31. Iturbide I, Santiago ML, Henain F, Golab K, Tentoni ME, Fuentes S. Evaluación ecográfica de la vena cava inferior en los pacientes hemodinámicamente inestables. *Rev Argent Radiol*. 2017;81(3):209-13.
32. Muller L, Bobbia X, Toumi M, Louart G, Molinari N, Ragonnet B, et al. Respiratory variations of inferior vena cava diameter to predict fluid responsiveness in spontaneously breathing patients with acute circulatory failure: need for a cautious use. *Crit Care*. 2012;16:1-7. doi: 10.1186/cc11672. PMID: 23043910.
33. Vaidya GN, Kolodziej A, Stoner B, Galaviz JV, Cao X, Heier K, et al. Bedside ultrasound of the internal jugular vein to assess fluid status and right ventricular function: The POCUS-JVD study. *Am J Emerg Med*. 2023;70:151-6. doi: 10.1016/j.ajem.2023.05.042. PMID: 37307660.
34. Rossi MC, Pérez E, Montenegro S, Harvey G, Graziola E, Groisman I. Índice de colapsabilidad de la vena cava inferior como predictor de hipotensión intraoperatoria. *Rev Chil Anest*. 2019;344-51.
35. Forrester JS, Diamond GA, Swan HJC. Correlative classification of clinical and hemodynamic function after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol*. 1977;39(2):137-45.