



**GMD**

Facultad Cs. Médicas  
Biblioteca



TFEM 2724

**Universidad Nacional de Rosario**  
**Facultad de Ciencias Médicas**  
**Carrera de Posgrado de Especialización en Anestesiología**

**Predicción de respuesta a fluidos con ultrasonografía  
Doppler de arteria radial utilizando el índice de  
variabilidad pletismográfica**

**Alumno:** Sciarra, Leonardo Gabriel<sup>1</sup>

**Tutora:** Garibotti, Lourdes<sup>2</sup>

**Cotutor:** Perez, Eduardo Carlos<sup>3</sup>

**CENTRO FORMADOR: Hospital Provincial del Centenario**

**AÑO 2025**

<sup>1</sup> Médico. Alumno de la Carrera de Posgrado de Especialización en Anestesiología, Facultad de Ciencias Médicas, Universidad Nacional de Rosario.

<sup>2</sup> Especialista en Anestesiología. Docente Estable de la Carrera de Posgrado de Especialización en Anestesiología de la Facultad de Ciencias Médicas de la Universidad Nacional de Rosario.

<sup>3</sup> Especialista en Anestesiología. Jefe del Servicio de Anestesiología del Hospital Provincial del Centenario. Director de la Carrera de Posgrado de Especialización en Anestesiología de la Facultad de Ciencias Médicas de la Universidad Nacional de Rosario.

---

## RESUMEN

---

La administración de fluidos se considera clave para tratar hipotensión y optimizar el gasto cardíaco, aunque una sobrecarga puede resultar deletérea. Se planteó evaluar si el tiempo de flujo corregido (FTc) y la variación respirofásica del pico de velocidad ( $\Delta V_{\text{peak}}$ ) de la arteria radial, medidos por Doppler, pueden predecir la respuesta a fluidos utilizando al índice de variabilidad pletismográfica (IVP) como método clasificador. Se realizó un estudio experimental, prospectivo y comparativo. Se incluyeron 60 pacientes ASA I-II (18–65 años; IMC  $<30$  kg/m<sup>2</sup>) programados para colecistectomía videolaparoscópica bajo anestesia general y ventilación mecánica. Se definieron tres momentos de medición: T1 (5 min postintubación), T2 (2 min tras carga de Ringer lactato 5 mL/kg en 5 min) y T3 (tras estabilizar el neumoperitoneo). En cada tiempo se registraron FTc,  $\Delta V_{\text{peak}}$  e IVP, además de variables hemodinámicas estándar. La condición “respondedor/no respondedor” se estableció usando el valor del IVP en T1 de 14 % como umbral. Se construyeron curvas ROC y se determinó el punto de corte óptimo por índice de Youden. En T1, IVP clasificó 48 respondedores (80 %) y 12 no respondedores (20 %). Tras la carga de fluidos (T2),  $\Delta V_{\text{peak}}$  disminuyó en todos los casos (variación media  $-18,2$  %) y FTc aumentó (variación media  $+4,3$  %), en concordancia con incremento de precarga. En T1,  $\Delta V_{\text{peak}}$  mostró AUC 0,85 y punto de corte 14,5 %, con sensibilidad 0,79 y especificidad 0,83; FTc presentó AUC 0,74 y punto de corte 344 ms, con sensibilidad 0,750 y especificidad 0,667. Con esos umbrales, la asociación frente al estatus por IVP fue significativa. Para  $\Delta V_{\text{peak}}$  14,5 % se obtuvo VPP 95 % ( $p=0,0001$ ) y para FTc 344 ms, VPP 90 % ( $p=0,0135$ ). En colecistectomía videolaparoscópica bajo anestesia general,  $\Delta V_{\text{peak}}$  radial mostró mejor capacidad diagnóstica que FTc para identificar respondedores a fluidos respecto de IVP. Un  $\Delta V_{\text{peak}} \geq 14,5$  % puede emplearse como criterio práctico para evaluar una alta probabilidad de respuesta, mientras que, por otro lado, FTc aporta información complementaria con menor poder discriminativo.

---

## PALABRAS CLAVE

---

Respuesta a fluidos, ultrasonografía, arteria radial, índice de variabilidad pletismográfica.

Fluid responsiveness, ultrasonography, radial artery, pleth variability index.

---

## ÍNDICE

---

Resumen	1
Palabras claves	1
Introducción	3
Objetivos	6
Materiales y métodos	6
Resultados	9
Discusión	12
Conclusión	16
Referencias bibliográficas	17

---

## INTRODUCCIÓN

---

La hipotensión arterial intraoperatoria es una complicación común, afectando entre el 25 % y el 33 % de los pacientes (1). En la práctica anestesiológica, el correcto manejo hemodinámico intraoperatorio resulta esencial, ya que la hipotensión durante la cirugía puede provocar una disminución en el flujo sanguíneo hacia los órganos, lo que aumenta el riesgo de complicaciones y puede incluso ser fatal. Este fenómeno puede resultar de la pérdida de sangre durante la cirugía, las alteraciones hemodinámicas inducidas por los fármacos anestésicos o las condiciones preexistentes del paciente, como la edad avanzada o las enfermedades cardiovasculares (2).

Conservar un volumen sanguíneo circulante y una presión sanguínea efectivos son componentes claves para asegurar una perfusión adecuada de los órganos, evitando los riesgos asociados de la hipoperfusión (3). En este sentido, la administración de líquidos puede ser un aspecto fundamental para el tratamiento de la hipotensión, mantener el volumen circulante y mejorar el gasto cardíaco (GC). Pero, por otro lado, un aporte de líquidos de forma excesiva puede tener efectos deletéreos sobre la homeostasis del paciente, sin que ello se traduzca en una mejoría a nivel hemodinámico (4). Es decir, la administración de líquidos intravasculares durante la anestesia general es una intervención decisiva para alcanzar y mantener la estabilidad hemodinámica, pero su correcta dosificación tiene un impacto directo sobre los resultados posoperatorios (5).

En general, se considera una respuesta positiva a la terapia intravenosa de líquidos como un aumento en el GC entre un 10 % y un 15 % (6). Si bien el aumento del espacio intravascular se considera un tratamiento para la hipotensión intraoperatoria, en promedio solo alrededor del 50% de los pacientes responden a carga de fluidos con un aumento del GC (7). Es por esto que evaluar la capacidad del sistema cardiovascular para responder a la administración de líquidos reviste tal importancia.

Históricamente se utilizaron mediciones estáticas de precarga (por ejemplo, la presión venosa central y la presión de enclavamiento pulmonar) con la idea de que reflejan el volumen telediastólico y, por lo tanto, la probabilidad de aumentar el GC tras un desafío de volumen. Sin embargo, su rendimiento es limitado ya que no incorporan la pendiente de la curva de Frank–Starling del paciente en ese momento, dependen de la *compliance* torácica y abdominal, se alteran por cambios de presión intratorácica y por el uso de vasopresores, además que presentan variabilidad interindividual y muestran escasa correlación con cambios del GC inducidos por fluidos (8). En contraste, los índices

dinámicos (variaciones respiratorias de la presión de pulso, del volumen sistólico, de la presión sistólica o de la amplitud pletismográfica) y maniobras funcionales (elevación pasiva de piernas u oclusión teleespiratoria) utilizan las interacciones corazón–pulmón bajo ventilación mecánica para estimar la dependencia de precarga; por ello han desplazado progresivamente a los indicadores estáticos en pacientes ventilados (8-9).

Estos indicadores se fundamentan en las variaciones de la precarga cardíaca inducidas por cambios en la presión intratorácica durante la ventilación con presión positiva intermitente, provocando modificaciones del volumen sistólico o en indicadores sustitutos, como la variación de la presión del pulso o las variaciones en el flujo aórtico (10). Bajo ventilación con presión positiva, el incremento de la presión intratorácica durante la insuflación disminuye la precarga del ventrículo derecho (VD) al reducir el retorno venoso, aumenta la poscarga del VD por el alza de la resistencia vascular pulmonar y, simultáneamente, reduce la poscarga transmural del ventrículo izquierdo (11-12). Estos fenómenos explican por qué la mayoría de índices dinámicos requieren ventilación controlada, volúmenes corrientes suficientes, ritmo sinusal y ausencia de respiración espontánea para mantener su validez diagnóstica (13).

Por otro lado, durante la última década, la monitorización hemodinámica ha experimentado una considerable evolución con tendencia a utilizar mediciones dinámicas lo menos invasivas posible. La transformación más significativa ha sido el declive en el uso del catéter de arteria pulmonar, acompañado del creciente empleo de la ecocardiografía y de técnicas de monitorización hemodinámica continuas, en tiempo real, mínimamente invasivas o totalmente no invasivas (14). En este escenario, el índice de variabilidad pletismográfica (IVP) ha sido identificado como un indicador dinámico no invasivo que evalúa las variaciones respiratorias en la amplitud de la onda pletismográfica para predecir la respuesta a fluidos en anestésias generales, lo que permite observar de forma no invasiva, automática y continua la respuesta hemodinámica (15-16).

El IVP cuantifica en porcentaje la variación respiratoria del índice de perfusión (PI) captado por el oxímetro de pulso ( $PI = \text{componente pulsátil/continuo de la señal óptica}$ ). Es decir, a mayor dependencia de precarga, más pronunciadas son las oscilaciones del PI durante el ciclo respiratorio y, por lo tanto, mayor es el IVP (17). Su principal fortaleza es la factibilidad (sensor digital periférico, sin calibración ni catéteres), lo que permite monitorización continua incluso en cirugías mínimamente invasivas. Entre sus limitaciones se incluyen: necesidad de ventilación controlada con volúmenes corrientes

suficientes, ritmo sinusal, adecuada perfusión periférica (el rendimiento disminuye cuando el PI es bajo por vasoconstricción, hipotermia o dosis elevadas de vasopresores), arritmias y movimientos (18). En términos de desempeño, revisiones sistemáticas perioperatorias han respaldado su valor para discriminar respondedores a fluidos; además, varios estudios sitúan el umbral óptimo en torno al 14% para clasificar pacientes con alta probabilidad de respuesta, reconociendo variabilidad por tipo de cirugía, parámetros ventilatorios y referencia empleada (19). En este contexto, el IVP constituye un comparador clínico útil frente a otras métricas dinámicas periféricas.

En paralelo, existe un creciente interés en la utilización del ultrasonido Doppler para la evaluación del flujo sanguíneo en arterias periféricas dentro de los entornos de cuidados perioperatorios y críticos. Este enfoque se debe a sus múltiples ventajas, entre las que se destacan su capacidad para ser aplicada a distancia del campo quirúrgico de la mayoría de intervenciones quirúrgicas y sus bajos requerimientos técnicos (20). Se ha identificado que el tiempo de flujo sanguíneo corregido (FTc) y las variaciones respirofásicas de flujo máximo ( $\Delta V_{peak}$ ) de las arterias carótida, principalmente, y, en menor medida, braquial, emergen como un parámetro de interés en esta área y han sido objeto de validación como un método confiable para la identificación de la respuesta a líquidos (21). La  $\Delta V_{peak}$  representa la variación porcentual del pico de velocidad sistólica arterial a lo largo del ciclo respiratorio y refleja los cambios respiratorios de precarga y volumen sistólico inducidos por la ventilación (22-25). El FTc cuantifica el tiempo de eyección sistólica desde el inicio del ascenso hasta la incisura dicrótica y lo corrige por la frecuencia cardíaca (26-27).

Aunque la mayor parte de la literatura se ha centrado en carótida y braquial, la evidencia específica en la arteria radial es limitada y escasa, con necesidad de confirmar umbrales y reproducibilidad (28). Estudios prospectivos recientes en cirugía ginecológica sugieren que tanto FTc como  $\Delta V_{peak}$  de la radial pueden predecir respuesta a fluidos bajo ventilación mecánica, abriendo una vía de validación clínica (29). La medición en esta arteria resulta especialmente atractiva en cirugía por su accesibilidad ya que suele permanecer fuera del campo quirúrgico en la gran mayoría de cirugías, inclusive en aquellas donde se pierde la cabecera del paciente.

En conclusión, la fisiología corazón–pulmón condiciona la expresión de los índices dinámicos y sostiene el uso de marcadores no invasivos como el IVP, la  $\Delta V_{peak}$  y el FTc para guiar decisiones sobre fluidos en anestesia. Persisten, no obstante, vacíos de

conocimiento en arteria radial, particularmente en relación con puntos de corte, reproducibilidad y concordancia frente a un estándar dinámico no invasivo como el IVP. Sobre esta base, se planteó evaluar la capacidad predictiva de FTc y  $\Delta V_{peak}$  de la radial, utilizando el IVP como comparador, en pacientes bajo anestesia general y ventilación mecánica para procedimientos quirúrgicos con el objetivo de aportar evidencia aplicable a la práctica clínica.

---

## **OBJETIVOS**

---

Comparar el FTc y las  $\Delta V_{peak}$  de la arteria radial obtenidos por ultrasonografía como predictores de la respuesta a líquidos utilizando el IVP como método de discriminación en pacientes mecánicamente ventilados sometidos a anestesia general en cirugías videolaparoscópicas.

---

## **MATERIAL Y MÉTODOS**

---

Se realizó un estudio experimental, prospectivo y comparativo en el Hospital Provincial del Centenario (Rosario, Santa Fe, Argentina), previamente aprobado por su Comité de Ética e Investigación. Se incluyeron 60 pacientes consecutivos sometidos a anestesia general para cirugía de colecistectomía videolaparoscópica electiva. Criterios de inclusión: 18–65 años, ASA I–II (según la clasificación de la *American Society of Anesthesiologists*) e índice de masa corporal (IMC)  $<30 \text{ kg/m}^2$ , con ayuno  $\geq 6$  h. Criterios de exclusión: arritmias; uso previo de vasoactivos/inotrópicos; presión arterial sistólica (PAS)  $<70 \text{ mmHg}$ ; fracción de eyección  $<45 \%$ ; enfermedad pulmonar obstructiva crónica severa; anemia severa (hemoglobina  $<8 \text{ g/dL}$ ); enfermedad vascular periférica severa; alergia a fármacos del protocolo; alteraciones anatómicas de miembros superiores.

### **Protocolo del estudio**

En sala preanestésica se registraron datos demográficos y se canalizó acceso venoso periférico calibre 18 G. En quirófano se monitorizaron frecuencia cardíaca (FC), electrocardiograma de 3 derivaciones, PAS y presión arterial diastólica (PAD), con su respectivo cálculo de presión arterial media (PAM), y saturación de oximetría con medición del IVP. Se inició infusión de mantenimiento de Ringer lactato a  $4 \text{ mL/kg/h}$  con bomba volumétrica.

La inducción se realizó con fentanilo  $1,5 \text{ mcg/kg}$ , propofol  $2 \text{ mg/kg}$  y vecuronio  $0,1 \text{ mg/kg}$ ; se intubó a los 3 min del bloqueante. El mantenimiento fue con remifentanilo  $0,3$

mcg/kg/min y sevoflurano guiado por SedLine, manteniendo PSI 25–50 y SEF 12–14. La ventilación mecánica fue en volumen control (6 mL/kg de peso ideal, 12 rpm, PEEP 6 cmH<sub>2</sub>O, relación I:E 1:2), manteniendo ETCO<sub>2</sub> 35–40 mmHg.

Se definieron tres momentos de medición: (T1) 5 minutos después de la intubación; (T2) 2 minutos después de una carga de Ringer lactato de 5 mL/kg administrada en 5 minutos; y (T3) tras estabilizar el neumoperitoneo (12 mmHg; flujo de CO<sub>2</sub> 20 L/min). En cada tiempo se registraron FTc,  $\Delta V_{peak}$ , IVP, FC, PAS, PAD y PAM.

### **Medición ultrasonográfica en arteria radial**

Las mediciones se efectuaron con ecógrafo de alta frecuencia y transductor lineal, con el miembro superior en posición anatómica sobre superficie rígida. Se obtuvo la arteria radial izquierda: primero eje corto en modo B adyacente a la cabeza radial y luego eje largo; el volumen de muestra se colocó centrado en la luz, con corrección angular <60°. Con Doppler pulsado se registró la curva de flujo y tras estabilizar la imagen se realizaron las medidas con el calibre del equipo. Se registraron los datos utilizando las siguientes fórmulas:

- $\Delta V_{peak}$ :  $100 \times (V_{peakmax} - V_{peakmin}) / [(V_{peakmax} + V_{peakmin}) / 2]$ , donde  $V_{peakmax}$  es la velocidad pico máxima y  $V_{peakmin}$  es la velocidad pico mínima, valores automáticamente entregados por el software del equipo en el análisis de la curva de flujo durante un ciclo respiratorio (Figura 1).
- FTc:  $FT + 1.29 \times (FC - 60)$ , donde FT es el tiempo de flujo medido con la función calibre del equipo en una curva de pulso sistólico, desde el inicio de la pendiente ascendente de la curva hasta el final de la pendiente descendente de la muesca incisural (*notch*) (Figura 2).

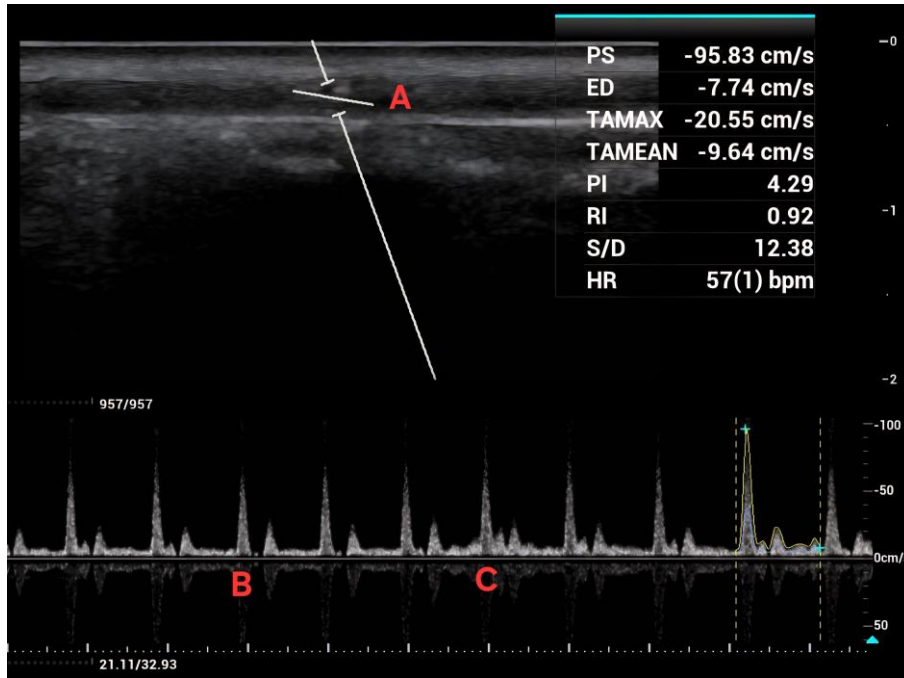


Figura 1. Imagen ecográfica y toma de mediciones para el cálculo de  $\Delta V_{peak}$ . A= arteria radial en corte longitudinal con señal Doppler pulsado en el centro. B= velocidad pico mínima. C= velocidad pico máxima.

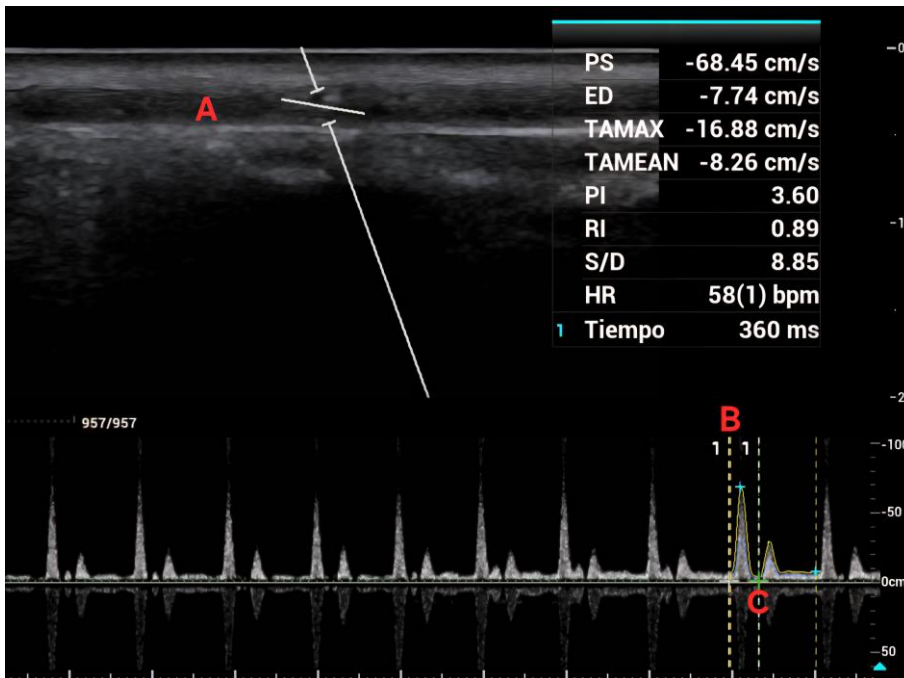


Figura 2. Imagen ecográfica y toma de mediciones para el cálculo de FTc. A= arteria radial en corte longitudinal con señal Doppler pulsado en el centro. B= inicio de curva ascendente. C= fin de curva descendente en el *notch*.

## **Análisis estadístico**

Se utilizó el punto de corte del IVP de 14% para la identificación de pacientes respondedores/no respondedores. Se presentó el promedio acompañado del desvío estándar (DE) para describir las variables continuas y las frecuencias junto con los porcentajes para las variables categóricas. Se analizó la capacidad predictiva de los parámetros ecográficos evaluados ( $\Delta V_{\text{peak}}$  y FTc) sobre la condición de paciente respondedor a fluidos mediante un modelo de regresión logística, a partir del cual se obtuvo la curva ROC (del inglés *receiver operating characteristic*) y el valor del área bajo dicha curva (AUC, *area under the curve*). Se calcularon las correspondientes medidas diagnósticas: sensibilidad, especificidad, valor predictivo negativo (VPN) y valor predictivo positivo (VPP). Los puntos de corte óptimos se eligieron en función del valor máximo del índice de Youden (30). Para el procesamiento se utilizó R Core Team (2025) (31).

---

## **RESULTADOS**

---

Se analizaron 60 pacientes con mediciones completas. La edad promedio fue de 46 años ( $\pm 11$ ). El 53 % de los pacientes fueron mujeres y la clasificación del estado físico ASA fue I en el 63 % de los casos. El IMC promedio fue de 26 ( $\pm 2$ ).

En el primer tiempo (T1), la clasificación de referencia mediante el IVP (14 %) identificó 48 respondedores (80 %) y 12 no respondedores (20 %). Luego de la carga de fluidos (T2), ambas variables Doppler mostraron cambios coherentes con un incremento de precarga: el  $\Delta V_{\text{peak}}$  disminuyó en todos los casos (variación porcentual media  $-18,2$  %; DE 8,8; rango  $-41,8$  a  $-2,7$ ), mientras que el FTc aumentó sistemáticamente (variación porcentual media  $+4,3$  %; DE 2,1; rango 0,2 a 8,7).

Se buscaron los puntos de corte óptimo en T1 mediante el índice de Youden, identificándose  $\Delta V_{\text{peak}}=14,5$  % (sensibilidad 0,79; especificidad 0,83) y FTc=344,05 ms (sensibilidad 0,75; especificidad 0,67), identificándose mejor rendimiento para  $\Delta V_{\text{peak}}$  que para FTc (Figura 3 y Figura 4). Por otra parte, otros umbrales fueron descartados, ya que con  $\Delta V_{\text{peak}}=10$  % todos los pacientes quedaron clasificados como respondedores y con  $\Delta V_{\text{peak}}=13$  % se mantuvo sensibilidad 100 % con especificidad 17 %. Para FTc=330 ms, el AUC fue 0,57 (Tabla 1).

Con estos puntos de corte óptimos, la asociación con el estatus por IVP fue significativa. Para  $\Delta V_{\text{peak}}=14,5$  % se observó un valor predictivo positivo (VPP) 95 % y un valor

predictivo negativo (VPN) de 50 % ( $p=0,0001$ ) (Tabla 2). En contraste, FTc=344 ms un VPP de 90 % y un VPN 40 % ( $p=0,0135$ ) (Tabla 3).

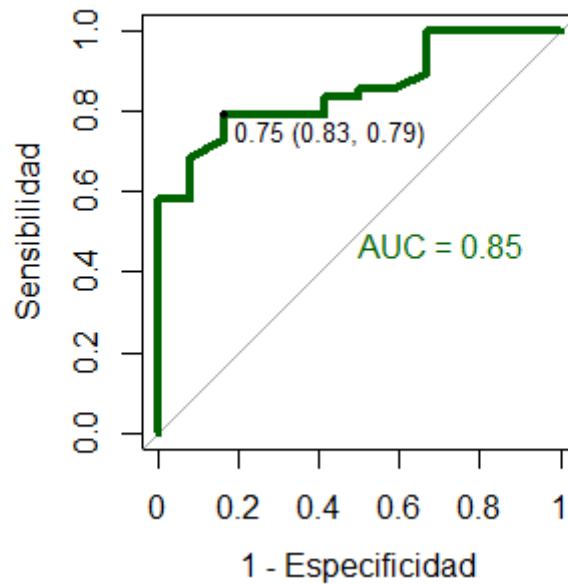


Figura 3. Curva ROC correspondiente al  $\Delta V_{peak}$  en T1. Umbral óptimo por Youden: 14,5 % (sensibilidad 0,79; especificidad 0,83).

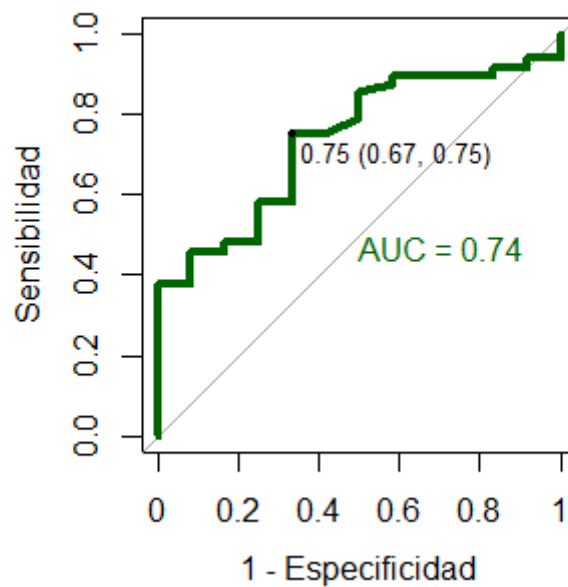


Figura 4. Curva ROC correspondiente al FTc en T1 (AUC 0,74). Umbral óptimo por Youden: 344,05 ms (sensibilidad 0,75; especificidad 0,67)

Tabla 1. Valor del AUC, sensibilidad, especificidad, VPP y VPN para los predictores de paciente respondedor considerados

Predictor de paciente respondedor	AUC	Sensibilidad	Especificidad	VPP	VPN
$\Delta V_{\text{peak}} \geq 10 \%^*$	--	100 %	0 %	80 %	--
$\Delta V_{\text{peak}} \geq 13 \%$	0,58	100 %	17 %	83 %	100 %
$\Delta V_{\text{peak}} \geq 14,5 \%^{**}$	0,85	79 %	83 %	95 %	50 %
$FTc \leq 330 \text{ ms}$	0,57	15 %	100 %	100 %	23 %
$FTc \leq 344 \text{ ms}^{**}$	0,74	75 %	67 %	90 %	40 %

\* Todos los pacientes fueron clasificados como respondedores según este punto de corte. \*\*

Punto de corte elegido según el valor del Índice de Youden.

Tabla 2. Matriz de confusión para la clasificación según  $\Delta V_{\text{peak}}=14,5 \%$  frente al IVP en T1

Clasificación según IVP	Clasificación según $\Delta V_{\text{peak}}$		
	No respondedor	Respondedor	Total
No respondedor	10	2	12
Respondedor	10	38	48
Total	20	40	60

Tabla 3. Matriz de confusión para la clasificación según  $FTc=344 \text{ ms}$  frente al IVP en T1

Clasificación según IVP	Clasificación según $FTc$		
	No respondedor	Respondedor	Total
No respondedor	8	4	12
Respondedor	12	36	48
Total	20	40	60

---

## DISCUSIÓN

---

La optimización de del uso perioperatorio de fluidos busca reducir tanto la hipoperfusión por hipovolemia como los efectos adversos de la sobrecarga hídrica. En ese marco, este estudio muestra que las mediciones Doppler de la arteria radial,  $\Delta V_{peak}$  y FTc, poseen utilidad diagnóstica para identificar pacientes respondedores a la fluidoterapia.

Los resultados de este estudio fueron esperables teniendo en cuenta la estrecha relación fisiológica corazón-pulmón. Como mencionan Jozwiak y Teboul, los cambios de presión intratorácica modulan el retorno venoso y el volumen sistólico (VS). Además, como resume Grüber y col., ello se traduce en variaciones respirofásicas detectables en el árbol arterial periférico. En consecuencia,  $\Delta V_{peak}$  refleja esas oscilaciones del VS inducidas por la ventilación mecánica cuando el ventrículo opera en la porción ascendente de la curva de Frank–Starling. Por su parte, FTc también responde a cambios de precarga, pero puede verse más influido por frecuencia cardíaca y poscarga, lo que reduce su especificidad relativa. Esta diferencia ayuda a explicar el mayor AUC de  $\Delta V_{peak}$  frente a FTc en T1 (0,85 vs 0,74) y el sentido de los cambios tras la expansión: caída más drástica de  $\Delta V_{peak}$  (-18,2 %) frente a un aumento modesto de FTc (+4,3 %), ambos compatibles con incremento de precarga (11-12).

La preferencia por índices dinámicos frente a marcadores estáticos se fundamenta en que los primeros utilizan las interacciones corazón-pulmón para estimar dependencia de precarga, mientras que los segundos solo reflejan un estado de “llenado” en un punto específico de tiempo y se relacionan débilmente con la respuesta a fluidos. Michard y Teboul demostraron que parámetros como la variación de la presión de pulso y de la variación del volumen sistólico predicen mejor la respuesta que medidas estáticas como la presión venosa central o la presión capilar pulmonar, siempre que se cumplan condiciones específicas (ventilación controlada, ritmo sinusal y volúmenes corrientes adecuados) (7).

En la misma línea, Cavallaro y col. sintetizaron que los índices dinámicos superan consistentemente a los estáticos en precisión diagnóstica y utilidad clínica y, paralelamente, subrayaron las limitaciones operativas que pueden degradar su desempeño (arritmias, esfuerzos respiratorios espontáneos,  $V_t$  bajos), por lo que recomiendan estandarización del entorno de medición. Complementariamente, Alvarado Sánchez y col. revisaron de forma sistemática los predictores de respuesta a fluidos, destacando el

papel de los marcadores dinámicos como herramientas de gran utilidad y proponiendo su uso integrado con pruebas funcionales cuando existan incertidumbres. En conjunto, estas revisiones respaldan que, en escenarios con las condiciones adecuadas, los índices dinámicos proporcionan una herramienta más fiable y accionable para guiar la expansión de volumen que los marcadores estáticos, lo que es coherente con el enfoque y los resultados del presente estudio (9-10).

En sumatoria, como se mencionó en los estudios de Sandroni y col. y Chu y col., que evaluaron IVP y amplitud de la onda pletismográfica en pacientes ventilados, el uso de estos como comparador es adecuado cuando se respetan condiciones claras de medición (ritmo sinusal, volumen corriente suficiente, PEEP estable y buena perfusión periférica), teniendo presente que se trata de una medida indirecta del gasto cardíaco o *proxy*. En este contexto de estandarización, la asociación significativa entre los umbrales Doppler y el estatus por IVP refuerza la validez comparativa (15-19).

Las investigaciones realizadas sobre mediciones ecográficas en arterias periféricas respaldan los resultados de este estudio. En población quirúrgica ginecológica, Shen y col. mostraron que  $\Delta V_{peak}$  radial y FTc radial predicen adecuadamente la respuesta a líquidos en pacientes con ventilación mecánica. En determinados pacientes con afecciones cardiovasculares, Song y col. demostraron que la variación respirofásica carotídea diferencia a los respondedores/no respondedores. Mientras que, en sepsis, Ibarra-Estrada y col., hallaron que la variación del pico de flujo carotídeo discrimina la respuesta a líquidos en pacientes con ventilación protectora. De forma complementaria, Wang y col., describieron la utilidad del FTc carotídeo para predecir respuesta en pacientes ventilados. Zhang y col. extendieron el concepto a trauma, mostrando que las variaciones respiratorias de velocidades y morfología de onda periférica permiten una evaluación rápida de la respuesta. A nivel de síntesis, los metaanálisis de Lipszyc y col. y Singla y col. confirman que FTc y  $\Delta V_{peak}$  carotídeos presentan buen rendimiento global para predecir respuesta bajo ventilación mecánica, lo que respalda el valor de los marcadores Doppler no invasivos en diferentes contextos, situando el umbral óptimo de  $\Delta V_{peak}$  en un rango aproximado de 11–15 % en pacientes bajo ventilación mecánica, y presentando al FTc como complemento útil, más que como sustituto (20-29).

La búsqueda de puntos de corte en T1 mediante el índice de Youden identificó umbrales óptimos y, dentro del mismo análisis, se evaluaron alternativas ( $\Delta V_{peak}$  10 % y 13 %;

FTc 330 ms) que ilustran el equilibrio entre sensibilidad y especificidad. En la misma dirección, el metaanálisis de Yao y col., que compara territorios periféricos, umbrales más bajos aumentan la sensibilidad con mayor tasa de falsos positivos, mientras que umbrales más altos mejoran la especificidad a costa de falsos negativos. Además, informan diferencias por sitio (carótida vs braquial), lo que sugiere que el rendimiento puede depender del territorio evaluado. De acuerdo con propuestas metodológicas, una estrategia escalonada podría ser útil, donde emplear  $\Delta V_{\text{peak}}$  para la confirmación de probables respondedores y, si el resultado queda cerca del punto de corte, integrar FTc/IVP o una prueba funcional breve antes de la administración de volúmenes mayores (15-16, 28-29).

El AUC de 0,85 para  $\Delta V_{\text{peak}}$  indica buena discriminación en las condiciones evaluadas, pero el beneficio clínico final depende del umbral elegido y de las consecuencias de los errores de clasificación. Monnet y col. recomiendan privilegiar la especificidad cuando se teme la sobrecarga. Es por esto que, para la práctica clínica, la interpretación de los resultados debe considerar la probabilidad pretest. Con una proporción de respondedores del 80 % en T1, el VPP alto de  $\Delta V_{\text{peak}}$  sugiere usar un valor radial  $\geq 14,5$  % como regla de confirmación en pacientes con ventilación controlada y condiciones de medición óptimas. En cambio, el VPN modesto indica que no debería emplearse de manera aislada para excluir dependencia de precarga, ya que un valor por debajo del umbral no serviría para descartar un paciente no respondedor. En situaciones de duda diagnóstica, combinar la información  $\Delta V_{\text{peak}}$  con FTc y/o IVP, o realizar una maniobra funcional breve (ej: mini-carga), puede ayudar a decidir con mayor seguridad. Este enfoque es congruente con declaraciones y consensos que recomiendan individualizar la fluidoterapia y administrar líquidos solo cuando exista probabilidad demostrable de respuesta (6–10, 14–16, 20–29).

Por otra parte, la correcta aplicación clínica exige atender confundidores fisiológicos y técnicos. Como se mencionó previamente, el volumen corriente y la PEEP modulan la transmisión de presión intratorácica, valores muy bajos atenúan la señal respirofásica y pueden reducir la utilidad de  $\Delta V_{\text{peak}}$  y del IVP. El ritmo sinusal mejora la relación cíclica ventilación–VS y, por otro lado, las arritmias la alteran. La vasoconstricción periférica, el uso de vasopresores y la temperatura cutánea afectan el estado de contractilidad del músculo liso arterial y pueden modificar tanto el espectro Doppler radial como la fotopletismografía que usa el IVP. Además, el ángulo de abordaje, el volumen de muestra

y la ganancia influyen en la calidad de la señal Doppler, de modo que la estandarización del procedimiento y la capacitación del operador son esenciales para limitar la variabilidad (9–11, 14).

Por último, si bien hay entornos quirúrgicos que no se adecuan a las variables estandarizadas en la mayoría de los estudios actuales, un uso prudente de cristaloides guiado por señales dinámicas puede limitar la carga hídrica acumulada sin perder oportunidad terapéutica en pacientes respondedores. Un esquema basado en la evaluación dinámica de las variaciones de  $\Delta V_{\text{peak}}$  y FTc posterior a un aporte de líquidos, puede reducir decisiones basadas en variables estáticas aisladas y favorecer intervenciones más oportunas (6–12, 14–19, 28–29).

Las limitaciones principales del estudio incluyen el empleo de IVP como comparador indirecto del gasto cardíaco, con posible discordancia respecto de métodos directos (14–16). El carácter unicéntrico y la población ASA I–II en colecistectomía videolaparoscópica con técnica anestésica y ventilatoria estandarizadas limita la generalización a otros escenarios. La dependencia del operador y la sensibilidad a condiciones locales (ángulo, volumen de muestra, ganancia, vasoconstricción, temperatura y movimiento) pueden incrementar la variabilidad interobservador y dificultar la estandarización. Además, el estudio se centró en T1 y en la respuesta inmediata, sin evaluar en detalle el efecto del neumoperitoneo.

En conjunto, los hallazgos de este estudio indican que un  $\Delta V_{\text{peak}}$  radial con punto de corte  $\approx 14,5\%$  ofrece un significativo valor confirmatorio de respuesta a fluidos en cirugía videolaparoscópica bajo ventilación controlada, con FTc como complemento útil e IVP como referencia dinámica práctica cuando se aseguran condiciones de medición adecuadas. Este perfil es coherente con la evidencia disponible y con las recomendaciones de guías y metaanálisis, y apoya un uso prudente y personalizado de los cristaloides orientado por señales dinámicas.

Futuras investigaciones podrían validar estos umbrales con mediciones directas de gasto cardíaco (termodilución con Swan–Ganz o ecocardiografía con VTI/VTIAo), incorporar maniobras funcionales (mini-carga, oclusión teleespiratoria) y evaluar poblaciones más heterogéneas mediante diseños multicéntricos.

---

## CONCLUSIÓN

---

En pacientes sometidos a colecistectomía videolaparoscópica bajo ventilación mecánica,  $\Delta V_{\text{peak}}$  y FTc mostraron utilidad diagnóstica para la detección de pacientes respondedores/no respondedores de líquidos. Además, demostraron una variación positiva ante la sobrecarga hídrica, por lo que estos resultados se alinean con la preferencia por índices dinámicos sobre variables estáticas para guiar la fluidoterapia.

Desde un punto de vista práctico,  $\Delta V_{\text{peak}} \geq 14,5 \%$  puede emplearse como regla de confirmación de alta probabilidad de respuesta a fluidos en escenarios estandarizados, mientras que se desaconseja utilizarlo de forma aislada para descartar dependencia de precarga, ya que un valor por debajo del umbral puede resultar en un falso negativo. Por otro lado, FTc mostró menor rendimiento en comparación con  $\Delta V_{\text{peak}}$ , por lo que puede considerarse como complemento útil, más que como sustituto.  $\Delta V_{\text{peak}}$  y FTc pueden aportar información complementaria a otros métodos o integrarse en estrategias escalonadas con maniobras funcionales breves.

Estas conclusiones deben interpretarse considerando que el comparador utilizado fue indirecto respecto del gasto cardíaco, que las mediciones Doppler periféricas son operador-dependientes y que la población incluyó pacientes ASA I–II en un contexto anestésico estandarizado. Se recomienda validar estos umbrales con medición directa de gasto cardíaco y en poblaciones y escenarios quirúrgicos más diversos.

---

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

1. Czajka, S., Putowski, Z., & Krzych, Ł. J. (2023). Post-induction hypotension and intraoperative hypotension as potential separate risk factors for the adverse outcome: a cohort study. *Journal of anaesthesia*, 37(3), 442–450. <https://doi.org/10.1007/s00540-023-03191-7>
2. Bijker, J. B., van Klei, W. A., Kappen, T. H., van Wolfswinkel, L., Moons, K. G., & Kalkman, C. J. (2007). Incidence of intraoperative hypotension as a function of the chosen definition: literature definitions applied to a retrospective cohort using automated data collection. *Anesthesiology*, 107(2), 213–220. <https://doi.org/10.1097/01.anes.0000270724.40897.8e>
3. Navarro, L. H., Bloomstone, J. A., Auler, J. O., Jr, Cannesson, M., Rocca, G. D., Gan, T. J., Kinsky, M., Magder, S., Miller, T. E., Mythen, M., Perel, A., Reuter, D. A., Pinsky, M. R., & Kramer, G. C. (2015). Perioperative fluid therapy: a statement from the international Fluid Optimization Group. *Perioperative medicine*, 4, (3). <https://doi.org/10.1186/s13741-015-0014-z>
4. Vincent J. L. (2019). Fluid management in the critically ill. *Kidney international*, 96(1), 52–57. <https://doi.org/10.1016/j.kint.2018.11.047>
5. Doherty, M., & Buggy, D. J. (2012). Intraoperative fluids: how much is too much? *British journal of anaesthesia*, 109(1), 69–79. <https://doi.org/10.1093/bja/aes171>
6. Michard, F., Boussat, S., Chemla, D., Anguel, N., Mercat, A., Lecarpentier, Y., Richard, C., Pinsky, M. R., & Teboul, J. L. (2000). Relation between respiratory changes in arterial pulse pressure and fluid responsiveness in septic patients with acute circulatory failure. *American journal of respiratory and critical care medicine*, 162(1), 134–138. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.162.1.9903035>
7. Michard, F., & Teboul, J. L. (2002). Predicting fluid responsiveness in ICU patients: a critical analysis of the evidence. *Chest*, 121(6), 2000–2008. <https://doi.org/10.1378/chest.121.6.2000>
8. Monnet, X., Marik, P. E., & Teboul, J. L. (2016). Prediction of fluid responsiveness: an update. *Annals of intensive care*, 6(1), 111. <https://doi.org/10.1186/s13613-016-0216-7>

9. Alvarado Sánchez, J. I., Amaya Zúñiga, W. F., & Monge García, M. I. (2018). Predictors to Intravenous Fluid Responsiveness. *Journal of intensive care medicine*, 33(4), 227–240. <https://doi.org/10.1177/0885066617709434>
10. Cavallaro, F. & Sandroni, C., & Antonelli, M. (2008). Functional hemodynamic monitoring and dynamic indices of fluid responsiveness. *Minerva anesthesiologica*, 74(4), 123–135.
11. Jozwiak M, & Teboul JL. (2024). Heart-Lungs interactions: the basics and clinical implications. *Annals of intensive care*, 14(1) <https://doi.org/10.1186/s13613-024-01356>.
12. Grübler, M. R., Wigger, O., Berger, D., & Blöchlinger, S. (2017). Basic concepts of heart-lung interactions during mechanical ventilation. *Swiss medical weekly*, 147, w14491. <https://doi.org/10.4414/smw.2017.14491>
13. Michard, F., Boussat, S., Chemla, D., Anguel, N., Mercat, A., Lecarpentier, Y., Richard, C., Pinsky, M. R., & Teboul, J. L. (2000). Relation between respiratory changes in arterial pulse pressure and fluid responsiveness in septic patients with acute circulatory failure. *American journal of respiratory and critical care medicine*, 162(1), 134–138. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.162.1.990303>
14. Teboul, J. L., Saugel, B., Cecconi, M., De Backer, D., Hofer, C. K., Monnet, X., Perel, A., Pinsky, M. R., Reuter, D. A., Rhodes, A., Squara, P., Vincent, J. L., & Scheeren, T. W. (2016). Less invasive hemodynamic monitoring in critically ill patients. *Intensive care medicine*, 42(9), 1350–1359. <https://doi.org/10.1007/s00134-016-4375-7>
15. Sandroni, C., Cavallaro, F., Marano, C., Falcone, C., De Santis, P., & Antonelli, M. (2012). Accuracy of plethysmographic indices as predictors of fluid responsiveness in mechanically ventilated adults: a systematic review and meta-analysis. *Intensive care medicine*, 38(9), 1429–1437. <https://doi.org/10.1007/s00134-012-2621-1>
16. Chu, H., Wang, Y., Sun, Y., & Wang, G. (2016). Accuracy of pleth variability index to predict fluid responsiveness in mechanically ventilated patients: a systematic review and metaanalysis. *Journal of clinical monitoring and computing*, 30(3), 265–274. <https://doi.org/10.1007/s10877-015-9742-3>
17. Cannesson, M., Delannoy, B., Morand, A., Rosamel, P., Attof, Y., Bastien, O., & Lehot, J. J. (2008). Does the Pleth variability index indicate the respiratory-induced

variation in the plethysmogram and arterial pressure waveforms? *Anesthesia and analgesia*, 106(4), <https://doi.org/10.1213/ane.0b013e318167ab1f>

18. Liu, T., Xu, C., Wang, M., Niu, Z., & Qi, D. (2019). Reliability of pleth variability index in predicting preload responsiveness of mechanically ventilated patients under various conditions: a systematic review and meta-analysis. *BMC anesthesiology*, 19(1), 67. <https://doi.org/10.1186/s12871-019-0744-4>

19. Cannesson, M., Desebbe, O., Rosamel, P., Delannoy, B., Robin, J., Bastien, O., & Lehot, J. J. (2008). Pleth variability index to monitor the respiratory variations in the pulse oximeter plethysmographic waveform amplitude and predict fluid responsiveness in the operating theatre. *British journal of anaesthesia*, 101(2), 200–206. <https://doi.org/10.1093/bja/aen133>

20. Lipszyc, A. C., Walker, S. C. D., Beech, A. P., Wilding, H., & Akhlaghi, H. (2024). Predicting Fluid Responsiveness Using Carotid Ultrasound in Mechanically Ventilated Patients: A Systematic Review and Meta-Analysis of Diagnostic Test Accuracy Studies. *Anesthesia and analgesia*, 138(6), 1174–1186. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000006820>

21. Singla, D., Gupta, B., Varshney, P., Mangla, M., Walikar, B. N., & Jamir, T. (2023). Role of carotid corrected flow time and peak velocity variation in predicting fluid responsiveness: a systematic review and meta-analysis. *Korean journal of anesthesiology*, 76(3), 183–193. <https://doi.org/10.4097/kja.22385>

22. Chen, Y., Liu, Z., Fang, J., Xie, Y., Zhang, M., & Yang, J. (2022). Correlation of carotid corrected flow time and respirophasic variation in blood flow peak velocity with stroke volume variation in elderly patients under general anaesthesia. *BMC anesthesiology*, 22(1), 246. <https://doi.org/10.1186/s12871-022-01792-525>.

23. Ibarra-Estrada, M. Á., López-Pulgarín, J. A., Mijangos-Méndez, J. C., Díaz-Gómez, J. L., & Aguirre-Avalos, G. (2015). Respiratory variation in carotid peak systolic velocity predicts volume responsiveness in mechanically ventilated patients with septic shock: a prospective cohort study. *Critical ultrasound journal*, 7(1), 29. <https://doi.org/10.1186/s13089-015-0029-1>

24. Song, Y., Kwak, Y. L., Song, J. W., Kim, Y. J., & Shim, J. K. (2014). Respirophasic carotid artery peak velocity variation as a predictor of fluid responsiveness

in mechanically ventilated patients with coronary artery disease. *British journal of anaesthesia*, 113(1), 61–66. <https://doi.org/10.1093/bja/aeu057>

25. Zhang, Q., Shi, X. R., Shan, Y., Wan, J., Ju, X., Song, X., Fan, C., Lu, X., Sun, J., Duan, L., Lin, Z., & Liu, J. (2021). Respiratory Variations in Peak Peripheral Artery Velocities and Waveforms for Rapid Assessment of Fluid Responsiveness in Traumatic Shock Patients. *Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research*, 27, e928804. <https://doi.org/10.12659/MSM.928804>

26. Chen, Y., Liu, Z., Fang, J., Xie, Y., Zhang, M., & Yang, J. (2022). Correlation of carotid corrected flow time and respirophasic variation in blood flow peak velocity with stroke volume variation in elderly patients under general anaesthesia. *BMC anaesthesiology*, 22(1), 246. <https://doi.org/10.1186/s12871-022-01792-5>

27. Wang, H., Chen, W., Cheng, H., Liu, C., Yao, W., Ding, F., Wang, Y., & Chen, Y. (2022). Value of corrected flow time in common carotid artery in predicting volume responsiveness under mechanical ventilation. *Shock*, 58(1), 28–33. <https://doi.org/10.1097/SHK.0000000000001959>

28. Yao, B., Liu, J. Y., & Sun, Y. B. (2018). Respiratory variation in peripheral arterial blood flow peak velocity to predict fluid responsiveness in mechanically ventilated patients: a systematic review and meta-analysis. *BMC anaesthesiology*, 18(1), 168. <https://doi.org/10.1186/s12871-018-0635-0>

29. Shen, J., Dai, S., Tao, X., Chen, X., & Xu, L. (2022). Corrected flow time and respirophasic variation in blood flow peak velocity of radial artery predict fluid responsiveness in gynecological surgical patients with mechanical ventilation. *BMC anaesthesiology*, 22(1), 299. <https://doi.org/10.1186/s12871-022-01837-9>

30. Youden, W. J. (1950). Index for rating diagnostic tests. *Cancer*, 3(1), 32–35. [http://doi.org/10.1002/1097-0142\(1950\)3:1<32::AID-CNCR2820030106>3.0.CO;2-3](http://doi.org/10.1002/1097-0142(1950)3:1<32::AID-CNCR2820030106>3.0.CO;2-3)

31. R Core Team (2025), R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. URL <https://www.R-project.org/>