

# Comparación de dos fórmulas para calcular el gasto cardiaco contra el método de termodilución

Dr. Luis David Sánchez Velázquez\*

## RESUMEN

**Objetivo:** Comparar los resultados de las mediciones del gasto cardiaco obtenidas por termodilución (TDB) con dos ecuaciones.

**Diseño:** Estudio observacional de serie de casos.

**Sitio:** Dos UCIs de la Ciudad de México.

**Pacientes:** Cincuenta y cuatro pacientes (edad media  $58.7 \pm 21.5$  años) que requerían monitoreo hemodinámico. Los diagnósticos fueron: shock ( $n = 20$ ), SIRPA ( $n = 10$ ), edema agudo pulmonar ( $n = 7$ ), sepsis ( $n = 5$ ), pancreatitis ( $n = 3$ ) y otros ( $n = 9$ ).

**Intervenciones:** Se determinó el gasto cardiaco por TDB, tres veces en cada paciente y simultáneamente se estimó mediante dos ecuaciones: 1)  $f1GC = GC = ([D(a-v)]O_2 \times 100) / [CaO_2 / [D(a-v)O_2]]$  y 2)  $(f2GC) = GC = (SC \times 140) / C(a-v)O_2$ , donde: GC = gasto cardiaco estimado,  $D(a-v)O_2$  = diferencia arteriovenosa de oxígeno,  $CaO_2$  = contenido arterial de oxígeno, SC = superficie corporal y 140 = constante.

**Mediciones y resultados principales:** Se hicieron 540 mediciones en todos los pacientes. El día/estancia fue de  $13.1 \pm 12.4$  días y la calificación de APACHE II fue de  $19.6 \pm 8.1$ . El coeficiente de correlación fue de (0.15) TDB-f1CO y 0.33 (TDB-f2CO). La media de las diferencias (bias) fue 0.001 (TDB-f1CO) y -1.4 (TDB-f2CO).

**Conclusión:** Las fórmulas para evaluar el GC **no substituyen** al método por TDB debido a que las medidas tienen una discrepancia importante.

**Palabras clave:** Gasto cardiaco, catéter arterial pulmonar, termodilución, monitoreo no invasivo, pacientes graves.

## SUMMARY

**Objective:** To compare the results of cardiac output measurements obtained by thermodilution techniques (BTD) with two equations.

**Design:** Case series, observational study.

**Setting:** Two ICUs of Mexico City.

**Patients:** Fifty four consecutive patients (mean age  $58.7 \pm 21.5$  yr) requiring hemodynamic monitoring. The diagnosis were: shock ( $n = 20$ ), ARDS ( $n = 10$ ), acute pulmonary edema ( $n = 7$ ), sepsis ( $n = 5$ ), pancreatitis ( $n = 3$ ) and other ( $n = 9$ ).

**Interventions:** Cardiac output was measured three times in each patient using BTD and simultaneously it was estimated through two equations: 1)  $f1CO = CO = ([C(a-v)]O_2 \times 100) / [CaO_2 / [C(a-v)O_2]]$  and 2)  $(f2CO) = CO = (BS \times 140) / C(a-v)O_2$ , where: CO = estimated cardiac output,  $C(a-v)O_2$  = arterio-venous oxygen content difference,  $CaO_2$  = arterial oxygen content, BS = body surface area and 140 = constant.

**Measurements and main results:** A set of 534 measurements were made in all the patients. ICU stay was  $13.1 \pm 12.4$  days and APACHE II Score was  $19.6 \pm 8.1$ . The correlation coefficients between BTD-f1CO was 0.15 and BTD-f2CO was 0.33. The mean of the differences (bias) were 0.001 (TDB-f1CO) and -1.4 (TDB-f2CO).

**Conclusion:** Equations to assess CO are no substitutes for the BTD method due to the measurements have an important discrepancy.

**Key words:** Cardiac output, pulmonary artery catheter, thermodilution, non-invasive monitoring, critically ill patients.

\* Unidad de Terapia Intensiva de la Clínica Londres.  
Unidad de Terapia Intensiva Central del Hospital General de México, O.D.

El monitoreo hemodinámico implica una multitud de complejos aparatos y tecnología diseñada para extender la capacidad de nuestros sentidos en el proceso de recoger información durante el examen físico. La necesidad de obtener el volumen minuto cardíaco es una de las áreas más dinámicas y en constante crecimiento dentro del monitoreo hemodinámico. Las modalidades actualmente disponibles para la obtención del gasto cardíaco (GC) incluyen las técnicas de dilución de colorante, termodilución,<sup>1</sup> termodilución continua,<sup>2,3</sup> ecocardiografía Doppler continua,<sup>4,5</sup> ecocardiografía transesofágica,<sup>6</sup> técnica de Doppler transtraqueal, bioimpedancia eléctrica transtorácica,<sup>7-9</sup> técnica de reinhalación de bióxido de carbono,<sup>10,11</sup> angiografía con radionúclidos,<sup>12</sup> resonancia magnética nuclear<sup>13-15</sup> y método de Fick directo.<sup>16</sup> La existencia de múltiples métodos significa que aún no se ha encontrado el idóneo para todas las circunstancias.

Las limitaciones encontradas para el desarrollo de la tecnología apropiada han obligado al abordaje invasivo con los riesgos que conlleva, los costos elevados, el tamaño de los aparatos que en ocasiones impiden la atención de los pacientes dentro de la unidad de terapia intensiva, la necesidad de traslado del enfermo fuera de la UTI, la obtención intermitente de la información, la anatomía del paciente, la presencia de prótesis mecánicas, etc.

Entre todos los métodos desarrollados a lo largo de estos años para determinar el GC, el método directo de Fick con oxígeno es probablemente el más confiable y es considerada la técnica de referencia estándar.<sup>17</sup> El principio de Fick afirma que la liberación o captación de una sustancia por un órgano es igual al producto del flujo sanguíneo a través del órgano por la diferencia de la concentración arteriovenosa de la sustancia. El oxígeno es la sustancia más convenientemente usada, y si se asume que el flujo sanguíneo pulmonar en la práctica es igual al gasto cardíaco, entonces la fórmula derivada es la siguiente:

$$GC = VO_2 / \Delta VO_2$$

Donde  $VO_2$  es el consumo de oxígeno (mL/min), y  $\Delta VO_2$  es la diferencia arterio-venosa de oxígeno (mL/dL). Dado que el consumo de oxígeno varía de acuerdo con el individuo, así como por la edad y el sexo, su medición confiable en el laboratorio de cateterización cardíaca involucra la recolección del oxígeno espirado en una bolsa de Douglas en un periodo específico. El consumo de oxígeno se esti-

ma en 130 mL por metro cuadrado de superficie corporal, si el peso corporal consiste de 15% o más de grasa, o 140 mL por metro cuadrado de superficie corporal si el contenido de grasa se estima en 5% o menos, o en forma más práctica, 250 mL/min para un hombre de 70 kg de peso.

En estado de salud, el GC es cercano a 80 mL.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>, y cada 100 mL de sangre que fluyen a los tejidos contienen cerca de 20 mL de oxígeno. De acuerdo con esto, el transporte de oxígeno a los tejidos es cerca de 16 mL.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>. El consumo normal de oxígeno en reposo extraído por los tejidos periféricos es cercano a 4 mL.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>, así que el retorno venoso tiene un contenido de oxígeno de cerca de 12 mL.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>. En cualquier paciente el consumo de oxígeno puede calcularse despejando la ecuación de Fick:  $VO_2 = GC \times \Delta VO_2$ .

La disponibilidad de oxígeno es igual al gasto cardíaco por el contenido arterial de oxígeno, de tal forma que:

$$\begin{aligned} DO_2 &= GC \times CaO_2 \\ DO_2 &= 5 \text{ L/min} \times 21 \text{ mL/dL} \times 10 \\ DO_2 &= 1,050 \text{ mL/min.} \end{aligned}$$

Se multiplica el resultado por 10 porque el gasto cardíaco se mide en L/min, mientras que el contenido arterial de oxígeno en mL/dL. El consumo de oxígeno es la diferencia entre la disponibilidad de oxígeno y el oxígeno retornado por las venas. De tal forma que:

$$\begin{aligned} VO_2 &= GC \times \Delta VO_2 \\ VO_2 &= 5 \text{ L/min} \times 4 \text{ mL/min} \times 10 \\ VO_2 &= 200 \text{ mL/min.} \end{aligned}$$

Esta técnica, sin embargo, requiere la cateterización cardíaca derecha y mediciones de gas exhalado, y no da resultados instantáneos. El método de termodilución, una aplicación del principio de dilución de indicador (en el cual el indicador es agua fría), es el método invasivo más ampliamente usado a causa de su facilidad de realización y permite la determinación instantánea del GC.<sup>18,19</sup>

En la Unidad de Terapia Intensiva Central y en la Unidad de Terapia Neurológica del Hospital General de México se aplican dos fórmulas desarrolladas a partir del principio de Fick para determinar el GC de forma no invasiva, considerando exclusivamente el área de superficie corporal (SC) y los valores gasométricos arterial periférico y venoso central mixto, y con este valor se calculan los demás

parámetros hemodinámicos para la toma de decisiones terapéuticas. Sin embargo, estas fórmulas no han sido validadas en forma apropiada de manera estadística. El objetivo del estudio fue determinar si alguna de las fórmulas propuestas tiene la suficiente correlación con el GC obtenido por termodilución (TDB) como para sustituir adecuadamente la cateterización de la arteria pulmonar para este propósito.

### PACIENTES Y MÉTODOS

Se trata de un estudio prospectivo, observacional, longitudinal, y comparativo de reporte de casos, realizado durante 10 meses, donde se estudiaron todos los pacientes ingresados a la UTI central del Hospital General de México y a la UTI de la Clínica Londres que requirieron para su monitoreo la colocación de catéter arterial pulmonar (CAP) y una línea arterial sistémica.

Se consignaron las siguientes variables: sexo, edad, calificación de APACHE II, indicación de la instalación del CAP, duración del monitoreo hemodinámico invasivo, número de determinaciones de GC, estancia en la UTI, motivo de egreso de la UTI, signos vitales y valores gasométricos obtenidos en forma simultánea con la determinación del GC por termodilución. Se emplearon catéteres arteriales pulmonares de 7 a 8 Fr (Opticath Mod. P7110-EH y Opti-Q, Abbott Lab, North Chicago, Ill, USA; y Arrow, Arrow International Inc, Reading, USA). Se verificó la posición correcta del catéter arterial pulmonar inspeccionando la curva de la presión arterial pulmonar con el globo desinflado y la curva de presión capilar pulmonar con el globo inflado en el monitor. Se corroboró la ausencia de insuficiencia tricuspídea con la inspección de la ausencia de onda V. Las mediciones por termodilución se obtuvieron con la inyección en bolos de 10 mL de solución glucosada al 5% a 4 °C en la aurícula derecha. El cambio en la temperatura sanguínea se detectó por un termistor en el extremo distal del catéter arterial pulmonar. El gasto cardíaco, inversamente proporcional al área bajo la curva de termodilución, se calculó a través de una señal de temperatura en línea empleando un microcomputador de gasto cardíaco (Oximetrix-3 o Qvue, Abbott Lab, North Chicago, Ill, USA). Se realizaron tres determinaciones en cada ocasión y se promediaron los resultados. Estas mediciones fueron simultáneas con el muestreo sanguíneo para gases arterial y venoso central mixto para los cálculos del GC con las fórmulas derivadas del principio de Fick. A partir de cada una de las fórmulas derivadas del principio de Fick, se calculó el GC inferido:

$$1. GC = [D(a-v)O_2 \times 100] / CaO_2 / D(a-v)O_2.$$

Fórmula empleada en la UTI Central del HGM.

$$2. GC = (SC \times 140) / D(a-v)O_2 \times 10).$$

Fórmula empleada en la UTI Neurológica del HGM

El análisis estadístico consistió de razones para sexo, medias y desviaciones estándar para edad, calificación de APACHE II, estancia en la UTI, duración del monitoreo hemodinámico invasivo y, número de determinaciones de GC por termodilución; proporciones para el motivo de instalación del CAP; y coeficientes de correlación momento-producto de Pearson (r), coeficiente de determinación ( $r^2$ ), error sistemático (bias) e intervalos de confianza (IC) para cada parámetro hemodinámico calculado por fórmulas convencionales a partir de GC obtenido por termodilución y por las dos fórmulas derivadas del principio de Fick. Se graficaron estos análisis. Se calculó la tasa de mortalidad del grupo total.

El estudio contó con la aprobación de los Comités de Ética y Bioseguridad de ambas instituciones participantes. No se consideró necesario el consentimiento informado debido a que las determinaciones del TDB y el muestreo gasométrico se realizaron cuando estaban clínicamente indicados dentro de los protocolos de monitoreo y manejo terapéutico.

### RESULTADOS

Durante los diez meses del estudio, ingresaron 54 pacientes a ambas unidades, 30 hombres y 24 mujeres, con una relación 1.25:1. Con edades de 16 a 95 años ( $58.7 \pm 20.5$  años). La estancia en la UTI fue de 1 a 59 días ( $13.1 \pm 12.4$  días). La calificación de APACHE II al ingreso fue de 5 a 52 puntos ( $19.6 \pm 8.1$  puntos). Las principales indicaciones para la instalación del CAP fueron: choque, 20 pacientes (37.0%), síndrome de insuficiencia respiratoria aguda 10 pacientes (18.5%), edema agudo pulmonar cardiogénico 7 pacientes (12.9%), sepsis 5 pacientes (9.2%), pancreatitis 3 pacientes (5.5%) y otros diagnósticos 9 pacientes (16.6%). La duración del monitoreo con CAP fue de 1 a 15 días ( $5.0 \pm 4.7$  días) y el número total de determinaciones de GC fue de 1 a 70 ( $23.2 \pm 16.8$ ). La mortalidad del grupo total fue del 50%.

Se realizaron 534 determinaciones de GC. Los coeficientes de correlación de Pearson (r), los coeficientes de determinación ( $r^2$ ), las ecuaciones de regresión lineal simple y el valor de p entre los GC obtenidos por termodilución y los calculados por fórmulas alternativas se señalan en el *cuadro I*.

El error sistemático para la TDB contra el GCf1 fue  $0.001 \pm 2.44$  L/min (IC 95% -4.89 a 4.89), mientras que para la TDB contra el GCf2 fue de  $-1.4 \pm 5.64$  L/min (IC 95% -13 a 9.89).

Las *figuras 1 y 2* muestran los dispersogramas para los coeficientes de correlación producto-momento de Pearson entre la TDB y los obtenidos por las dos fórmulas propuestas. Las *figuras 3 y 4*

**Cuadro I. Valores de coeficientes de correlación, coeficientes de determinación, ecuaciones de regresión lineal simple y valor de p entre el TDB y los GC obtenidos por las dos fórmulas propuestas.**

	Coeficiente de correlación	Coeficiente de determinación ( $r^2$ )	Ecuación de regresión lineal simple	Valor de p
TDB vs Gcf1	0.15	0.023	$Y' = 6.26 + 0.10x$	< 0.0005
TDB vs Gcf2	0.33	0.111	$Y' = 2.01 + 0.91x$	< 0.0005

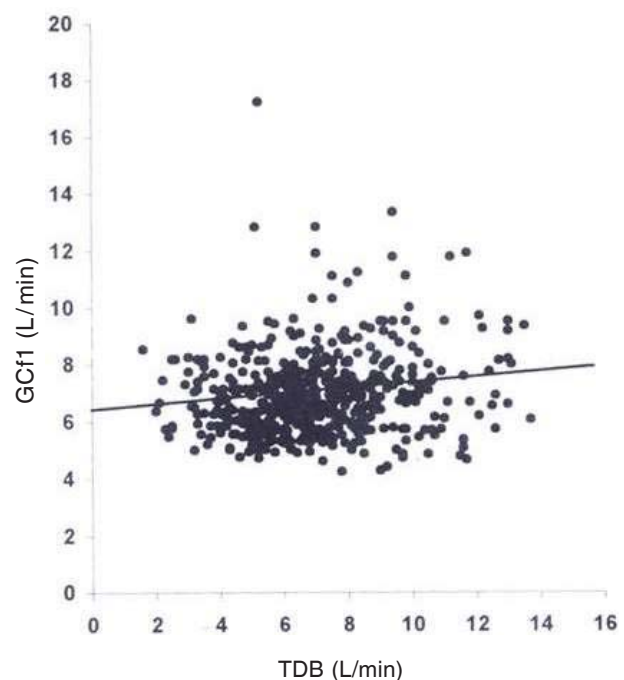
muestran las gráficas para la obtención del error sistemático y los límites de concordancia (IC 95%).

### DISCUSIÓN

La tendencia actual del monitoreo en la Unidad de Terapia Intensiva es hacia la vigilancia no invasiva, pragmática, económica y segura con altos valores de sensibilidad y especificidad obteniendo determinaciones en tiempo real que faciliten la toma de decisiones de una manera confiable. Desde su introducción, el catéter arterial pulmonar ha tenido múltiples detractores que se apoyen en sus complicaciones mecánicas,<sup>19-23</sup> infecciosas,<sup>24-27</sup> sus costos, sus requerimientos tecnológicos<sup>28,29</sup> y de capacitación de personal necesarios para su adecuado empleo. Esto ha obligado a los investigadores a realizar una búsqueda del método idóneo de monitoreo hemodinámico.

Entre las alternativas desarrolladas, se encuentra la ecocardiografía Doppler, inicialmente transtóraca y posteriormente transesofágica, las cuales han tenido dificultades de índole técnica para su empleo, pues requieren la alineación del transductor con el tracto de salida ventricular izquierdo y sólo permiten la evaluación mono- o biplanar. A partir de 1992 se adicionó la tecnología multiplanar<sup>30</sup> al Doppler pulsado<sup>4</sup> con la cual se encuentra una buena correlación con la TDB ( $r = 0.91$ ), sin embargo, los costos de dicha tecnología exceden las posibilidades de adquisición en la mayoría de las instituciones hospitalarias nacionales.

Asimismo, la aplicación de la resonancia magnética nuclear<sup>13</sup> para cuantificar el GC es un método no invasivo que, sin embargo, requiere el traslado del paciente al departamento de imagenología con los riesgos inherentes y la exclusión de pacientes portadores de prótesis mecánicas que impiden la realización del estudio.



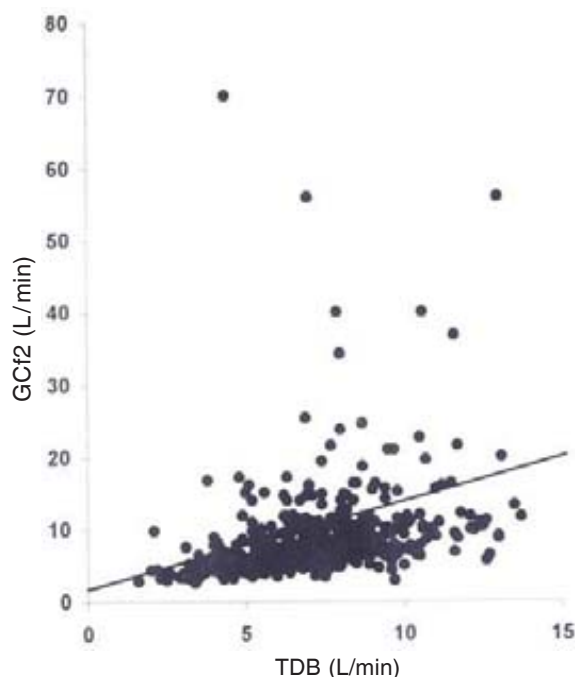
**Figura 1.** Coeficiente de correlación momento-producto de Pearson entre el GC obtenido por termodilución y el calculado con la fórmula 1.  $R = 0.15$ ,  $r^2 = 0.023$ .

Además, es un estudio prolongado y que requiere un mayor apoyo de personal entrenado.

La aplicación del principio de la bioimpedancia para el cálculo del GC se ha visto impedida por las condiciones frecuentemente asociadas al paciente críticamente enfermo, cambios frecuentes en la resistividad y la estimación del volumen tisular torácico eléctricamente involucrado en la medición. Nuevamente, el aspecto económico sigue siendo una limitante para su difusión en nuestro ámbito.

También se emplea el principio de Fick para la obtención del consumo de oxígeno con fines de



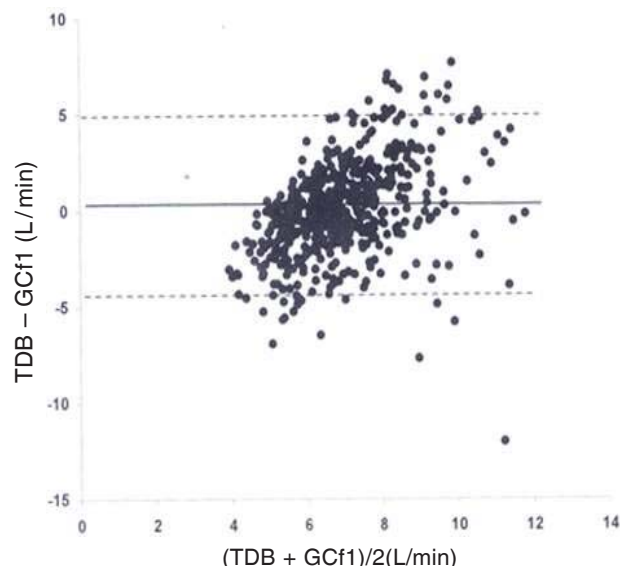


**Figura 2.** Coeficiente de correlación momento-producto de Pearson entre el GC obtenido por termodilución y el calculado con la fórmula 2.  $R = 0.33$ ,  $r^2 = 0.111$ .

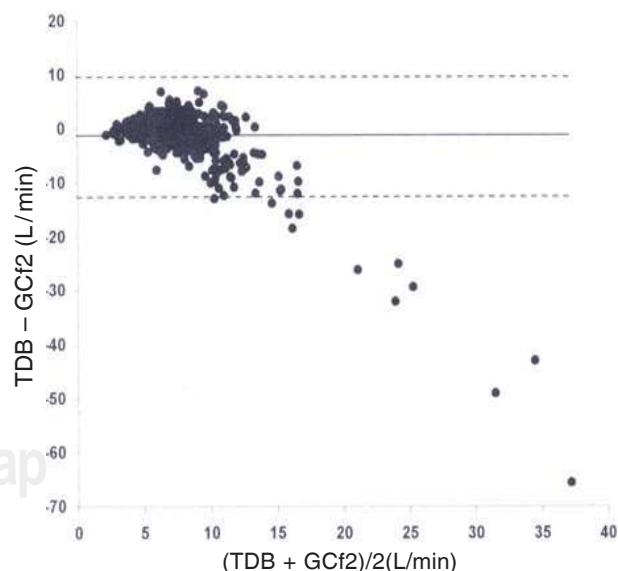
monitoreo y manejo nutricionales con la calorimetría indirecta.

Esta tecnología permite el cálculo del GC con requerimientos especiales, esto es, pacientes estables, conectados a ventilación mecánica con fracción inspirada de oxígeno igual o menor del 50% y un tiempo mínimo de conexión con el carro metabólico, de ahí que su difusión esté limitada.

Evaluamos la confiabilidad y factibilidad de los cálculos del GC de manera no invasiva a través de fórmulas desarrolladas *ex profeso* usando la TDB como el «estándar de oro». Aunque ampliamente usada en estudios previos y en la práctica clínica, la técnica de termodilución tiene una variabilidad inherente y limitaciones. Aún así, encontramos que los valores obtenidos a través de las fórmulas sugeridas tienen una pobre correlación estadística con la TDB en una amplia variedad de entidades nosológicas. Encontramos que los coeficientes de correlación fueron muy bajos, 0.15 para la fórmula 1, mientras que con la segunda fórmula hay una correlación discretamente mejor 0.33, siendo aún un valor bajo. Asimismo, la predicción de la TDB conociendo el GC por cualquiera de las dos fórmu-



**Figura 3.** Límites de concordancia. Las diferencias individuales (TDB-GCf1) están graficadas contra los valores promedio para 534 determinaciones en 54 pacientes. El error sistemático (bias) fue de 0.001 L/min y está indicado por la línea continua. Las líneas discontinuas son los límites de concordancia (IC 95%).



**Figura 4.** Límites de concordancia. Las diferencias individuales (TDB-GCf2) están graficadas contra los valores promedio para 534 determinaciones en 54 pacientes. El error sistemático (bias) fue de -1.4 L/min y está indicado por la línea continua. Las líneas discontinuas son los límites de concordancia (IC 95%).

las también es pobre, siendo del 2.3% y del 11.1%, respectivamente para GCf1 y GCf2. Aplicando la prueba t de Student también se aprecia una falta de correlación con un valor de p altamente significativo, < 0.0005 en ambos casos. Si bien se encuentra un error sistemático casi nulo en la primera fórmula y de importancia clínica en la segunda, 0.001 y -1.4 L/min respectivamente, a través de los amplios intervalos de confianza se demuestra una falta de precisión notoria. Atribuimos su falta de consistencia a las diversas variables que participan en el transporte de oxígeno, por lo que su empleo para el diagnóstico del estado hemodinámico del paciente críticamente enfermo, y su manejo apoyado en tales fórmulas no está justificado.

### CONCLUSIONES

Los objetivos propuestos se alcanzaron, llegando a las siguientes conclusiones:

1. No existe correlación estadísticamente significativa entre el gasto cardíaco obtenido por termodilución y el inferido a partir de fórmulas derivadas del principio de Fick.
2. El empleo de dichas fórmulas para sustituir el empleo del catéter arterial pulmonar en la obtención del gasto cardíaco puede llevar a errores en el diagnóstico y manejo del paciente críticamente enfermo.
3. Se requiere el desarrollo de una técnica que permita la obtención del gasto cardíaco de una manera simple, continua, segura, no invasiva y económica.

### BIBLIOGRAFÍA

1. Weisel RD, Berger RL, Hechtman HB. Measurement of cardiac output by thermodilution. *N Engl J Med* 1975;292:682.
2. Yelderman ML, Quinn MD, McKnown RC et al. Continuous thermodilution cardiac output measurement in sheep. *J Cardiovasc Surg* 1992;104:315-320.
3. Yelderman ML. Continuous measurement of cardiac output with the use of stochastic system identification techniques. *J Clin Monit* 1990;6:322-332.
4. Lewis JF, Kuo LC, Nelson JG et al. Pulsed Doppler echocardiographic determination of stroke volume and cardiac output: clinical validation of two new methods using apical window. *Circulation* 1984;70:425-431.
5. Dittmann H, Voelker W, Karsch KR et al. Influence of sampling site and flow area on cardiac output measurement by Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1987;10:818-823.
6. Oh JK, Seward JB, Khandheria BK et al. Transesophageal echocardiography in critically ill patients. *Am J Cardiol* 1990;66:1492-1495.
7. Appel PL, Kram HB, Mackabee J et al. Comparison of measurements of cardiac output by impedance and thermodilution in severity ill surgical patients. *Crit Care Med* 1986;14:933-935.
8. Bernstein D. A new stroke volume equation for thoracic electrical bioimpedance: Theory and rationale. *Crit Care Med* 1986;14:904-907.
9. Shoemaker WC, Wo ChCJ, Bishop MH, Appel PL, Van de Water JM, Harrington GR et al. Multicenter trial of a new thoracic electrical bioimpedance device for cardiac output estimation. *Crit Care Med* 1994;22:1907-1912.
10. Isserles SA, Breen PH. Can changes in end-tidal PCO<sub>2</sub> measure changes in cardiac output? *Anesth Analg* 1991;73:808-814.
11. Shibutani K, Muraoka M, Shirasaki S, Kubal K, Sanchala VT, Gupta P. Do changes in end-tidal Pco<sub>2</sub> quantitatively reflect changes in cardiac output? *Anesth Analg* 1994;79:829-833.
12. Lindower PD, Rath L, Preslar J, Burns TL, Rezai K, Vandenberg BF. Quantification of left ventricular function with an automated border detection system and comparison with radionuclide ventriculography. *Am J Cardiol* 1994;73:195-199.
13. Hundley WG, Li HF, Hillis LD, Meshack BM, Lange RA, Willard JE, Landau C, Peshock RM. Quantitation of cardiac output with velocity-encoded, phase-difference magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol* 1995;75:1250-1255.
14. Hundley WG, Meshack BM, Willett DL, Sayad DE, Lange RA, Willard JE et al. Comparison of quantitation of left ventricular volumen, ejection fraction, and cardiac output in patients with atrial fibrillation by cine magnetic resonance imaging versus invasive measurements. *Am J Cardiol* 1996;78:1119-1123.
15. Firmin DN, Nayler GL, Klipstein RH, Underwood SR, Rees RSO, Longmore DB. In vivo validation of MR velocity imaging. *J Comput Assisted Tomography* 1987;11:751-756.
16. Davies GG, Jebson PJR, Glasgow PR, Hess DR. Continuous Fick cardiac output compared to thermodilution cardiac output. *Crit Care Med* 1986;14:881-885.
17. Fagard R, Conway J. Measurement of cardiac output: Fick principle using catheterization. *Eur Heart J* 1990;11(Suppl):1-5.
18. Branthwaite MA, Bradley RD. Measurement of cardiac output by thermal dilution in man. *J Appl Physiol* 1968;24:434-438.
19. Forrester JS, Ganz W, Diamond G et al. Thermodilution cardiac output determination with a single flow-directed catheter. *Am Heart J* 1972;83:306-311.
20. Lange HW, Galliani CA, Edwards JE. Local complications associated with indwelling Swan-Ganz catheters: autopsy of 36 cases. *Am J Cardiol* 1983;52:1108-1111.
21. Kearney TJ, Shabot MM. Pulmonary artery rupture associated with the Swan-Ganz catheter. *Chest* 1995;108:1349-1352.
22. Elliot CG, Zimmerman GA, Clemmer TP. Complications of pulmonary artery catheterization in the care of critically ill patients. A prospective study. *Chest* 1979;76:647-652.
23. Matthay MA, Chatterjee K. Bedside catheterization of the pulmonary artery: risks compared with benefits. *Ann Intern Med* 1988;109:826-834.

24. Mermel LA, Maki DG. Infectious complications of Swan-Ganz pulmonary artery catheters. Pathogenesis, epidemiology, prevention, and management. *Am J Respir Crit Care Med* 1994; 149:1020-1036.
25. Sasaki TM, Panke TW, Dorethy JF, Lindberg RB, Pruitt BA. The relationship of central venous and pulmonary artery catheter position to acute right-sided endocarditis in severe thermal injury. *J Trauma* 1979;19:740-743.
26. Bernardin G, Milhaud D, Roger PM, Pouliquen G, Corcelle P, Mattei M. Swan-Ganz catheter-related pulmonary valve infective endocarditis: a case report. *Intensive Care Med* 1994;20:142-144.
27. Greene JF Jr, Fitzwater JE, Clemmer TP. Septic endocarditis and indwelling pulmonary artery catheters. *JAMA* 1975;233:891-892.
28. Boldt J, Menges T, Wollbrück M, Hammermann H. Is continuous cardiac output measurement using thermodilution reliable in the critically ill patient? *Crit Care Med* 1994;22:1913-1918.
29. Haller M, Zöllner C, Briegel J, Forst H. Evaluation of a new continuous thermodilution cardiac output monitor in critically ill patients: A prospective criterion standard study. *Crit Care Med* 1995;23:860-866.
30. Feinberg MS, Hopkins WE, Davila-Roman VG, Barzilei B. Multiplane transesophageal echocardiographic Doppler imaging accurately determines cardiac output measurements in critically ill patients. *Chest* 1995;107:769-773.

Correspondencia:

Dr. Luis David Sánchez Velázquez.  
Clínica Londres Unidad de Terapia  
Intensiva. Durango 50, 3er. piso Col.  
Roma. México, 06700, D.F. Tel: 229-84-70.  
e-mail:luisdavidsanchez@infosel.net.mx