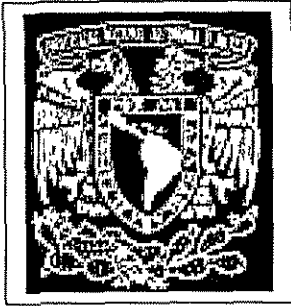


72 11224

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO



FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO  
HOSPITAL ESPAÑOL DE MÉXICO

**CONCORDANCIA ENTRE DOS  
MÉTODOS DE MEDICIÓN DEL  
GASTO CARDÍACO: DOPPLER  
TRANSESOFÁGICO Y  
TERMODILUCIÓN EN BOLOS**

TESIS

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

QUE PRESENTA:

**DR. ERICK ROLANDO VIDAL ANDRADE**

PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

**ESPECIALISTA EN MEDICINA DEL  
ENFERMO ADULTO EN ESTADO  
CRÍTICO**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

11224

# TESIS SOBRE CONCORDANCIA ENTRE DOS MÉTODOS PARA DETERMINAR EL GASTO CARDÍACO EN ENFERMOS CRÍTICOS: DOPPLER TRANSESOFÁGICO Y TERMODILUCIÓN EN BOLOS

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la  
UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el  
contenido de mi trabajo recepcional.

NOMBRE: ERICK ROLANDO

VIDAL ANDRADE

FECHA: 11 OCT 2002

FIRMA: 



TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

UNIDAD DE TERAPIA INTENSIVA DEL  
HOSPITAL ESPAÑOL DE MÉXICO

**DR. ERICK ROLANDO VIDAL ANDRADE**  
**DR. ULISES CERÓN DÍAZ**  
**DR. ALFREDO SIERRA UNZUETA**

ASESOR DE LA TESIS:

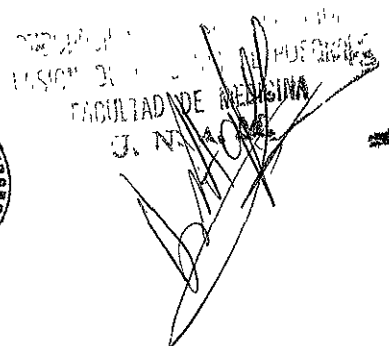
**DR. ULISES W. CERÓN DÍAZ**

MÉDICO ADSCRITO DE LA UNIDAD DE TERAPIA INTENSIVA DEL HOSPITAL ESPAÑOL DE MÉXICO



**DR. ALFREDO SIERRA UNZUETA**

JEFE DE LA UNIDAD DE TERAPIA INTENSIVA  
DIRECTOR DEL DEPARTAMENTO DE ENSEÑANZA  
HOSPITAL ESPAÑOL DE MÉXICO



**AGRADECIMIENTOS:**

*A DIOS; POR HABERME DADO LA PROFESIÓN Y LA VIDA,  
A ÉRICA; MI AMADA ESPOSA, POR HABERLE DADO RAZÓN A MI VIDA,  
A MIS PADRES Y HERMANOS; POR HABER CONFIADO EN MÍ,  
AL DR. CERÓN; POR LA ENSEÑANZA DE CÓMO SER UN PROFESIONAL,  
AL DR. SIERRA, DR. MARTÍNEZ Y TODOS MIS MAESTROS EN LA UTI:  
POR SU CALIDAD COMO JEFES Y AMIGOS.  
A LOS RESIDENTES, ENFERMERAS Y TODO EL PERSONAL DE LA UTI:  
UNA FAMILIA QUE NUNCA OLVIDARÉ.....*

**CONCORDANCIA ENTRE DOS MÉTODOS  
PARA DETERMINAR EL GASTO  
CARDÍACO EN ENFERMOS CRÍTICOS:  
DOPPLER TRANSESOFÁGICO Y  
TERMODILUCIÓN EN BOLOS**

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

# INDICE GENERAL

Resumen.....	p. 7
Introducción.....	p. 8
Objetivos.....	p. 10
Diseño estadístico.....	p. 10
Ubicación espacial y temporal.....	p. 10
Material y métodos.....	p. 11
Criterios de selección.....	p. 12
Resultados.....	p. 13
Discusión.....	p. 20
Conclusiones.....	p. 24
Bibliografía.....	p. 25

## RESUMEN

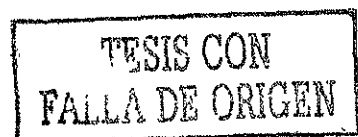
*Introducción.* Los avances tecnológicos en la medición del gasto cardíaco (GC) por Doppler transesofágico (DTE) nos han permitido disponer de nuevos equipos que pueden mejorar su concordancia con las mediciones por el método de termodilución en bolos (TDB)

*Objetivo.* Evaluar la concordancia entre las mediciones del GC por DTE y GC por TDB.

*Materiales y métodos.* Se determinó el GC de 11 pacientes críticos de terapia intensiva, por medio de ambos métodos.

*Resultados.* Se realizaron 41 mediciones casi simultáneas por DTE y TDB. El coeficiente de correlación fue de 0.86, la media de las diferencias (bias) fue de -0.98 L/min y los límites de concordancia del 95% (precisión) fueron entre 0.92 y -2.7 L/min. En el análisis de las variaciones de los cambios de GC medidos por ambos métodos, se ve que el 58% de las mediciones son concordantes, mientras que el 42% no concuerdan.

*Conclusiones.* DTE no sustituye a TDB para la medición del GC en el enfermo crítico. Se requiere de un mayor número de mediciones y de más experiencia con el método para confirmar esta conclusión.





## INTRODUCCIÓN

El uso de sistemas de medición es fundamental para el monitoreo hemodinámico de pacientes críticos. El estado hemodinámico de estos puede ser evaluada con signos vitales o parámetros simples; sin embargo, actualmente se cuentan con instrumentos que proveen perfiles hemodinámicos completos que son útiles para el manejo terapéutico. Debido al riesgo y costo asociados a las técnicas de monitoreo invasivo, se hace deseable contar con métodos simples, mínimamente invasivos y de bajo riesgo

El fundamento del monitoreo hemodinámico es el control de la entrega adecuada de oxígeno a los tejidos. La respuesta fisiológica primaria al incremento de la demanda de oxígeno tisular o a la reducción del contenido arterial de oxígeno, es incrementar el gasto cardíaco (GC) Sin embargo algunas enfermedades cardiovasculares limitan la habilidad del corazón para responder estas necesidades. Como resultado de esta situación, los tejidos liberan un segundo mecanismo compensatorio echando mano de las reservas venosas de oxígeno. Consecuentemente, cuando la disponibilidad de oxígeno queda inadecuada, aún en periodos cortos, puede desencadenarse la acidosis láctica y el daño tisular El objetivo primario del monitoreo de pacientes críticos es el prevenir la hipoxia tisular.

Conocemos que la medición de presiones en este tipo de paciente es poco relevante y un indicador poco confiable del estado hemodinámico.

El conocer el gasto cardíaco, complementa la evaluación clínica, que muchas veces es poco confiable debido a la presencia de factores que pueden modificar su manifestación (por ejemplo vasoactivos, etc ).

El gasto cardíaco es la cantidad de sangre eyectada durante un minuto, es el producto del Volumen Latido y de la frecuencia cardíaca (L/min) A su vez, el Volumen Latido es la cantidad de sangre eyectada por latido, y se determina por tres factores: Precarga, contractilidad y postcarga. Todos estos factores son dependientes entre sí, por lo que el conocer el GC solo, no es suficiente para evaluar el estado hemodinámico del paciente.

Se requiere conocer un perfil de parámetros hemodinámicos para proveer un mejor manejo de estos pacientes

La medición del gasto cardíaco por el método de termodilución en bolos (TDB), es sin lugar a dudas, aceptado por todos como el método estándar, asimismo el catéter de flotación pulmonar ha permitido el conocimiento de los parámetros hemodinámicos y por lo tanto de la fisiopatología cardiovascular

El perfil de un método ideal es que tenga exactitud, confiabilidad, sea continuo y no sea invasivo.

La estimación por Doppler del GC fue descrita inicialmente por Light en 1969, sin embargo inicialmente presentaba grandes defectos de precisión e interpretación<sup>1</sup>. Con el paso de los años se han obtenido grandes mejoras de la tecnología, actualmente se comercializan diversos modelos enteramente computarizados y con menor imprecisión por lo que este método (DTE) se perfila como un método alternativo aceptable para el monitoreo hemodinámico del paciente crítico.

Numerosos estudios se han enfocado en evaluar la concordancia, siendo los resultados aceptables<sup>3-8</sup> Aunque la termodilución no es el “estándar de oro”, para la medición del GC, es aceptado para la comparación de métodos alternos.

## **OBJETIVO**

El objetivo de este estudio es evaluar la concordancia entre mediciones casi simultáneas por DTE y TDB y la concordancia entre los cambios registrados por cada método en el mismo lapso de tiempo.

## **DISEÑO ESTADÍSTICO**

Es un estudio clínico prospectivo, comparativo, observacional.

Para el análisis estadístico se usó el coeficiente de correlación de Pearson, la prueba exacta de Fisher y el método de Bland y Altman <sup>9</sup>, para la evaluación de la media de las diferencias (bias), la precisión (desviación estándar de las diferencias) y los límites de concordancia del 95% <sup>10</sup>

## **UBICACIÓN TEMPORAL Y ESPACIAL**

Fue llevado a cabo en la Unidad de Terapia Intensiva “Dr. Alberto Villazón Sahagún” del Hospital Español de México, entre octubre del 2001 y septiembre del 2002

## **OBJETIVO**

El objetivo de este estudio es evaluar la concordancia entre mediciones casi simultáneas por DTE y TDB y la concordancia entre los cambios registrados por cada método en el mismo lapso de tiempo.

## **DISEÑO ESTADÍSTICO**

Es un estudio clínico prospectivo, comparativo, observacional.

Para el análisis estadístico se usó el coeficiente de correlación de Pearson, la prueba exacta de Fisher y el método de Bland y Altman <sup>9</sup>, para la evaluación de la media de las diferencias (bias), la precisión (desviación estándar de las diferencias) y los límites de concordancia del 95% <sup>10</sup>

## **UBICACIÓN TEMPORAL Y ESPACIAL**

Fue llevado a cabo en la Unidad de Terapia Intensiva “Dr. Alberto Villazón Sahagún” del Hospital Español de México, entre octubre del 2001 y septiembre del 2002

## **OBJETIVO**

El objetivo de este estudio es evaluar la concordancia entre mediciones casi simultáneas por DTE y TDB y la concordancia entre los cambios registrados por cada método en el mismo lapso de tiempo.

## **DISEÑO ESTADÍSTICO**

Es un estudio clínico prospectivo, comparativo, observacional.

Para el análisis estadístico se usó el coeficiente de correlación de Pearson, la prueba exacta de Fisher y el método de Bland y Altman <sup>9</sup>, para la evaluación de la media de las diferencias (bias), la precisión (desviación estándar de las diferencias) y los límites de concordancia del 95% <sup>10</sup>

## **UBICACIÓN TEMPORAL Y ESPACIAL**

Fue llevado a cabo en la Unidad de Terapia Intensiva “Dr. Alberto Villazón Sahagún” del Hospital Español de México, entre octubre del 2001 y septiembre del 2002

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se midió el GC casi simultáneamente con ambos métodos en enfermos críticos. El equipo Eco-Doppler es Hemosonic<sup>TM</sup> 100® de Arrow Internacional y el catéter de flotación pulmonar, de la marca Bennet-Dickenson®

El equipo Doppler consta de una sonda transesofágica equipada con transductores ultrasónicos: un velocímetro Doppler pulsátil, que permite una medición precisa de la velocidad sanguínea en la aorta descendente y un scanner “modo M” que determina el diámetro de la aorta en el área donde la velocidad es medida y también permite posicionar adecuadamente la sonda. La medición de la velocidad del flujo sanguíneo, infiere el flujo sanguíneo aórtico y al ser complementado por otros parámetros, como la edad, el peso, la talla permite calcular el GC y otros parámetros hemodinámicos

Previa sedación, se les instaló y movilizó la sonda Doppler en el esófago, por vía nasal u oral, bajo visión directa de la onda velocidad-tiempo desplegada en el monitor del equipo, buscando la mejor señal visual, el latido audible mas agudo y corroborando la morfología de la aorta descentente con el modo M, según lo recomendado por los fabricantes

Una vez instalado apropiadamente, posteriormente a la optimización de la señal, se promedió el GC en un periodo de 5 minutos

## CRITERIOS DE SELECCIÓN DE LOS PACIENTES

**Tabla 1**

<p><b>Criterios de Inclusión</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>- Pacientes con indicación para monitoreo hemodinámico con catéter de flotación de la arteria pulmonar</li><li>- Estabilidad hemodinámica* durante por lo menos 10 minutos antes de la toma de mediciones</li><li>- Paciente en quien el estado de conciencia permita la realización del procedimiento (coma, sedación y/o relajación)</li></ul>
<p><b>Criterios de Exclusión:</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>- Antecedente conocido de Insuficiencia Tricuspídea severa (Ecocardiografía transtorácica)</li><li>- Uso del balón de contrapulsación intraaórtico.</li><li>- Contraindicaciones para el uso de Ecocardiografía transesofágica:<ul style="list-style-type: none"><li>- Malformaciones orofaríngeas así como trauma de la región facial</li><li>- Alteraciones esofágicas: Divertículos, megaesófago, estrechamientos, neoformaciones, varices esofágicas susceptibles de lesiones o perforaciones</li><li>- Coartación proximal de la aorta, aneurismas de aorta,</li><li>- Malformaciones anatómicas torácicas o mediastinales, que pueden alterar la relación de la aorta y el esófago, llevando a resultados falsos</li><li>- Carcinoma de esófago, faringe y laringe</li><li>- Trombocitopenia &lt;30000 plaquetas/mm<sup>3</sup></li><li>- Arritmia cardíaca (auricular o ventricular)</li></ul></li></ul>
<p>*Se definió como estable, aquel paciente que presentó una variación menor del 10 % en los valores de presión arterial, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria</p>

Sin pasar más de 10 minutos de esta medición por DTE, se procedió a la medición del GC por TDB. Se constató la localización del catéter por radiología y por morfología de la onda de presión al momento de instalarlo y previamente a cada medición.

Previo ajuste con el factor de cálculo en el monitor Siemens® SC 7000, se tomó el valor promedio de 5 determinaciones de inyecciones de 10 cc de solución fría, al azar en el ciclo respiratorio.

En las mediciones subsecuentes la sonda del Doppler era reposicionada inmediatamente antes de la siguiente medición si era necesario.

## **RESULTADOS**

Se realizaron 41 pares de mediciones, utilizando los métodos de DTE y TDB, en 11 pacientes en ventilación mecánica, cuyas características clínicas se presentan en la tabla 2. La colocación de la sonda se realizó sin contratiempos; el tiempo promedio estimado de instalación duró menos de 5 minutos. En algunos pacientes se extrajo la sonda temporalmente para la realización de algunos procedimientos o para traslado.

El rango del gasto cardíaco fue de 2.5 a 9.7 L/min para DTE y de 3.5 a 11.5 L/min para TDB. La figura 1 demuestra la correlación entre ambos métodos ( $r = 0.86$ ) y mediante el método de Bland y Altman, se muestra un bias de  $-0.98$  L/min y los límites de concordancia del 95% entre  $0.92$  y  $-2.70$  L/min.



Sin pasar más de 10 minutos de esta medición por DTE, se procedió a la medición del GC por TDB. Se constató la localización del catéter por radiología y por morfología de la onda de presión al momento de instalarlo y previamente a cada medición.

Previo ajuste con el factor de cálculo en el monitor Siemens® SC 7000, se tomó el valor promedio de 5 determinaciones de inyecciones de 10 cc de solución fría, al azar en el ciclo respiratorio.

En las mediciones subsecuentes la sonda del Doppler era reposicionada inmediatamente antes de la siguiente medición si era necesario.

## **RESULTADOS**

Se realizaron 41 pares de mediciones, utilizando los métodos de DTE y TDB, en 11 pacientes en ventilación mecánica, cuyas características clínicas se presentan en la tabla 2. La colocación de la sonda se realizó sin contratiempos; el tiempo promedio estimado de instalación duró menos de 5 minutos. En algunos pacientes se extrajo la sonda temporalmente para la realización de algunos procedimientos o para traslado.

El rango del gasto cardíaco fue de 2.5 a 9.7 L/min para DTE y de 3.5 a 11.5 L/min para TDB. La figura 1 demuestra la correlación entre ambos métodos ( $r = 0.86$ ) y mediante el método de Bland y Altman, se muestra un bias de  $-0.98$  L/min y los límites de concordancia del 95% entre  $0.92$  y  $-2.70$  L/min.

**Tabla 2: Características clínicas de los pacientes**

<b>"n"</b>		11
<b>Edad +/- 1 DE</b>		62+-17
<b>Hombres /Mujeres</b>		5 6
<b>Diagnóstico principal</b>		
	"Shock" séptico	1
	Sepsis severa	5
	ICC	1
	IAM	1
	Fibrosis pulmonar	1
	PO Cir Card	1
	Politraum	1
<b>Infusión de aminas</b>		
	Norepinefrina	7
	Dopamina	3
	Dobutamina	1

DE, Desviación Estándar, ICC, Insuficiencia Cardíaca Congestiva; IAM, Infarto Agudo de Miocardio, PO Cir Card, Postoperado de cirugía cardíaca

Para evaluar si la experiencia del operador influye en las mediciones obtenidas y justifica esta poca concordancia, estas se dividieron en dos grupos. El grupo de las mediciones iniciales Fig 2A, demuestra un coeficiente de correlación de 0.95 a diferencia de las 20 mediciones finales que muestran un coeficiente de correlación de 0.71. En cuanto al bias existió una diferencia importante un menor bias en las primeras mediciones (0.5 L/min) con los límites de concordancia del 95% entre 1.4 y -2.4 L/min, mientras que en las últimas mediciones el bias fue de -1.4 L/min y los límites de concordancia entre 0.04 y -2.8 L/min

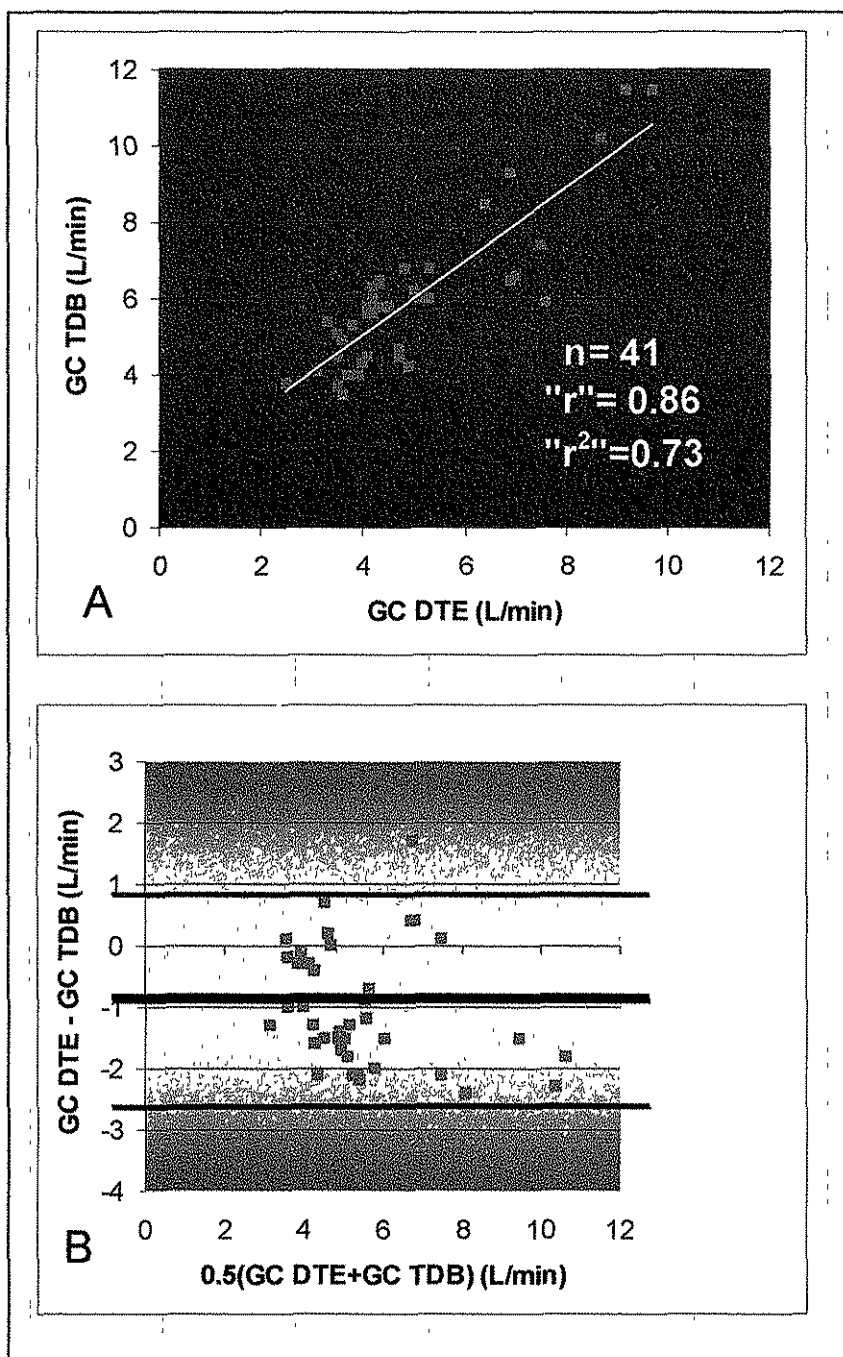


Figura 1: (A) Correlación entre las mediciones del gasto cardíaco por DTE y TDB. Con una línea continua que representa la regresión lineal. (B) Concordancia (método de Bland y Altman) entre las mediciones de gasto cardíaco por DTE y TDB; la línea gruesa representa la media de las diferencias entre GC por DTE y GC por TDB (Bias), mientras las líneas delgadas definen los límites del Intervalo de Concordancia del 95%.

Fueron útiles 26 de las 41 mediciones, para evaluar la concordancia de los cambios detectados en el gasto cardíaco por uno y otro método (Figura 3).

Considerando que para determinar que hay un cambio significativo del GC entre dos mediciones por TDB, debe haber un cambio de más de 10-15% del valor basal <sup>11</sup>, analizamos la concordancia de la magnitud y la desviación de los cambios detectados por las mediciones hechas por ambos métodos en intervalos de tiempo de más de 6 horas. La Figura 4 muestra los datos presentados en la figura 3 transformados a variaciones porcentuales respecto al valor basal. Las áreas tramadas incluyen en su interior a los cambios que no exceden de un 15% (Área B) y variaciones registradas por ambos métodos en la misma dirección y de más del 15% del valor basal (Áreas A y C).

Las variaciones incluidas en las áreas A, B y C son concordantes entre ambos métodos. Los puntos ubicados en las demás áreas comprenden a cambios no concordantes. De las 26 mediciones, 15 no fueron concordantes (58%).

Para comprobar si la experiencia del operador en el tiempo no difería en estos resultados separamos arbitrariamente los datos en dos grupos, las primeras (15) y las últimas mediciones (11) (Figura 5). No se encontró una asociación estadísticamente significativa entre estos periodos y la proporción de cambios concordantes ( $p=0.7$ ) (Tabla 3).

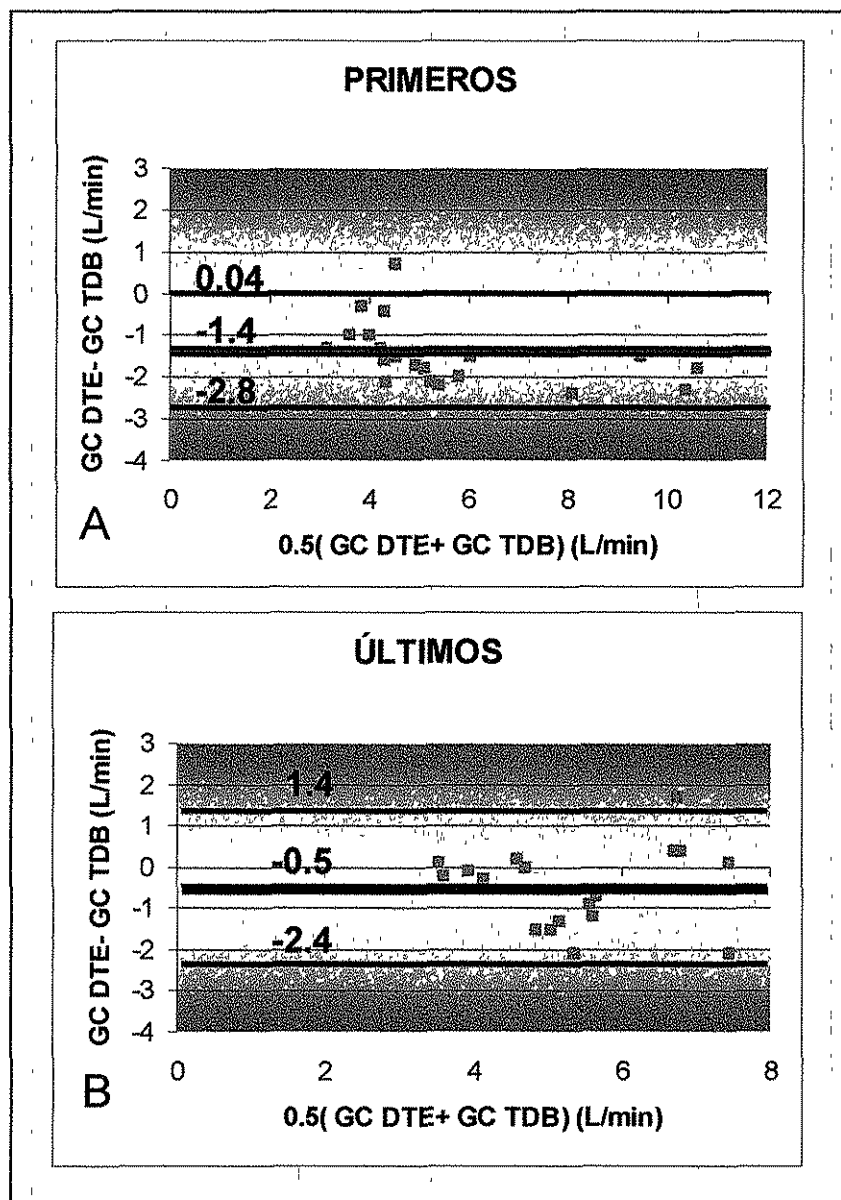


Figura 2: Concordancia (método de Bland y Altman) entre las 21 mediciones iniciales (A) y entre las 20 mediciones finales (B) de gasto cardíaco por DTE y TDB; la línea gruesa representa la media de las diferencias entre GC por DTE y GC por TDB (Bias), mientras las líneas delgadas definen los límites del Intervalo de Concordancia del 95%.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

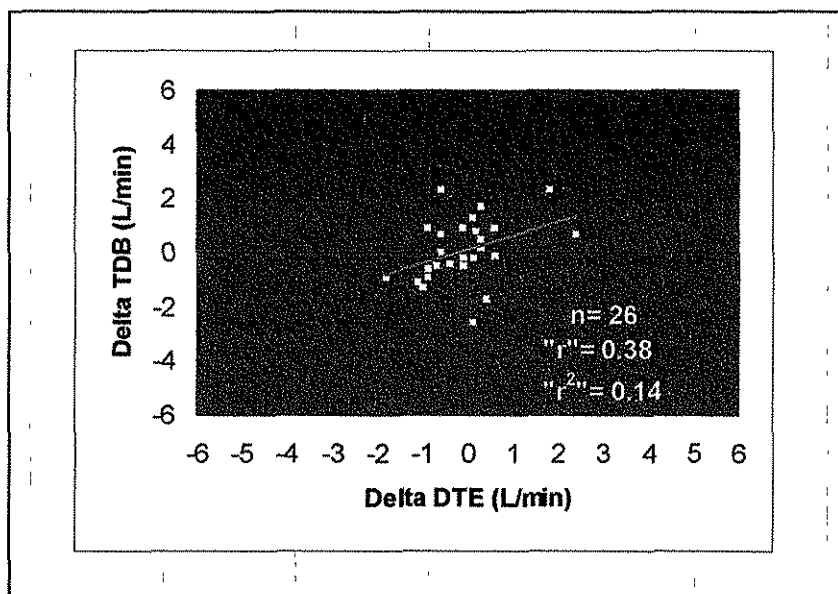


Figura 3: Correlación entre el cambio del GC detectado por TDB (Delta TDB) y el cambio del GC detectado por DTE (Delta DTE). Los cuadrantes superior izquierdo e inferior derecho contienen los puntos que identifican los cambios que ocurren en diferente dirección (donde un método registra un aumento del GC y el otro simultáneamente registra una disminución del GC y viceversa). Los cuadrantes superior derecho e inferior izquierdo, en cambio, contienen los puntos que identifican los cambios que ocurren en la misma dirección.

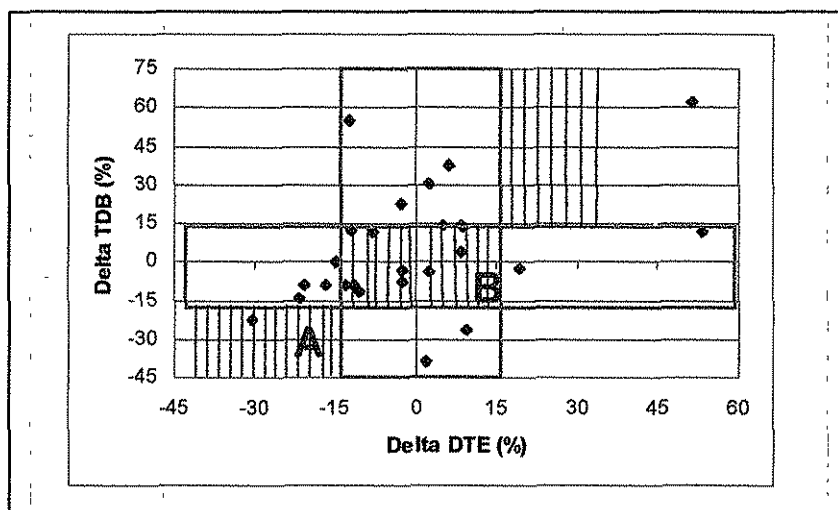
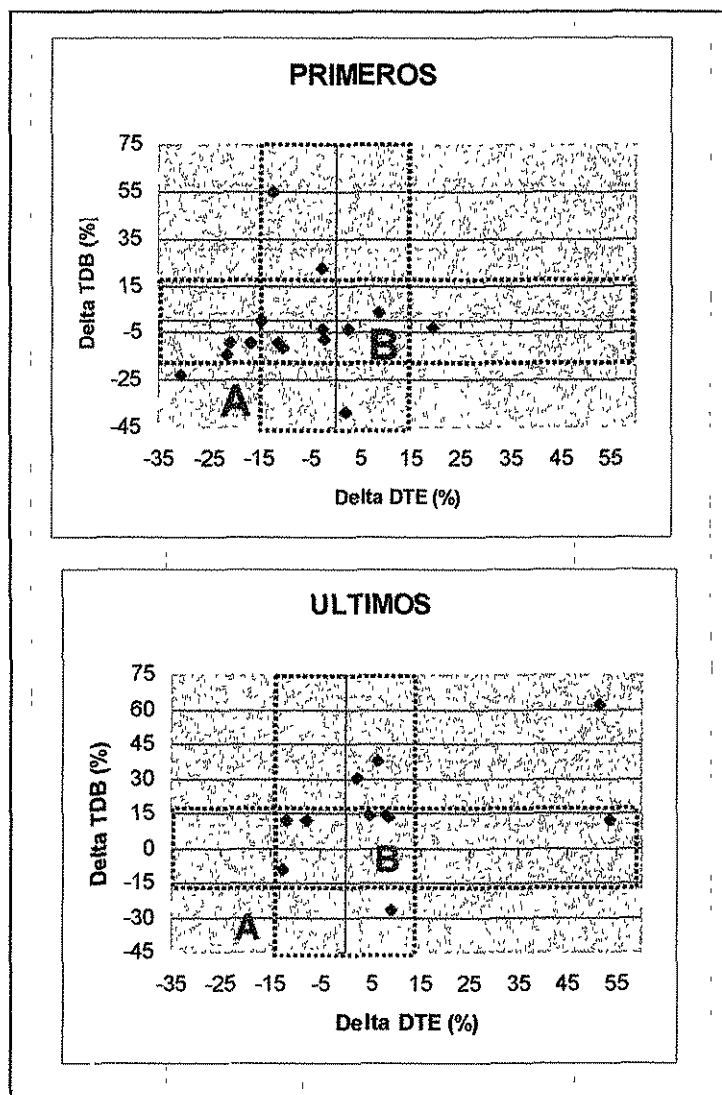


Figura 4: Concordancia del cambio porcentual en el GC entre ambos métodos. Las variaciones que concuerdan son aquellas comprendidas en el área de cambio no

significativo (area B), y las areas A y C. Los puntos no incluidos en estas áreas corresponden a las variaciones no concordantes entre ambos métodos.



TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Figura 5. Concordancia del cambio porcentual en el GC entre ambos métodos representados. Las variaciones que concuerdan son aquellas comprendidas en el área de cambio no significativo (area B), y las areas A y C. Los puntos no incluidos en estas áreas corresponden a las variaciones no concordantes entre ambos métodos. La figura de la izquierda correspondientes a las primeras mediciones; se observan 8 de 15 cambios concordantes (46%), mientras que en la figura de la derecha las correspondientes a las últimas mediciones, se observan 7 de 11 cambios concordantes (63%). ( $p=0.70$ )

ESTA TESIS NO SALE  
DE LA BIBLIOTECA

	Concordantes (%)	No concordantes (%)	
Primeras mediciones	8 (46)	7 (54)	15 (58)
Últimas mediciones	7 (63)	4 (37)	11 (42)
	15 (58)	11 (42)	26 (100)

**Tabla 3:** Distribución de cambios concordantes y no concordantes en dos periodos del estudio, periodo donde se incluyen las primeras 15 mediciones y periodo en los que se incluyen las últimas 15 mediciones

## DISCUSIÓN

El GC es una variable fisiológica que el clínico frecuentemente estima o mide durante la toma de decisiones en los enfermos graves. Su importancia radica en que constituye un determinante mayor tanto de la disponibilidad de oxígeno y otros nutrientes, como del tono vascular. La evaluación clínica del estado del flujo sistémico tiene grandes limitaciones particularmente en el enfermo con sepsis, a diferencia del enfermo con trastornos hemodinámicos dependientes solamente de un padecimiento cardiogénico. De lo anterior la importancia, reconocida desde hace muchos años, de medir el gasto cardíaco a la cabecera del enfermo.

La mayor parte de los métodos que se basan en el principio de Fick, requieren mayor o menor grado de invasión para el paciente. Por la simplicidad y razonable concordancia con métodos más exactos, la técnica de TDB se ha establecido como el estándar, sin embargo, es un método que tiene fuentes de error que influyen en su precisión, de tal manera que un



	Concordantes (%)	No concordantes (%)	
Primeras mediciones	8 (46)	7 (54)	15 (58)
Últimas mediciones	7 (63)	4 (37)	11 (42)
	15 (58)	11 (42)	26 (100)

**Tabla 3:** Distribución de cambios concordantes y no concordantes en dos periodos del estudio, periodo donde se incluyen las primeras 15 mediciones y periodo en los que se incluyen las últimas 15 mediciones

## DISCUSIÓN

El GC es una variable fisiológica que el clínico frecuentemente estima o mide durante la toma de decisiones en los enfermos graves. Su importancia radica en que constituye un determinante mayor tanto de la disponibilidad de oxígeno y otros nutrientes, como del tono vascular. La evaluación clínica del estado del flujo sistémico tiene grandes limitaciones particularmente en el enfermo con sepsis, a diferencia del enfermo con trastornos hemodinámicos dependientes solamente de un padecimiento cardiogénico. De lo anterior la importancia, reconocida desde hace muchos años, de medir el gasto cardíaco a la cabecera del enfermo.

La mayor parte de los métodos que se basan en el principio de Fick, requieren mayor o menor grado de invasión para el paciente. Por la simplicidad y razonable concordancia con métodos más exactos, la técnica de TDB se ha establecido como el estándar, sin embargo, es un método que tiene fuentes de error que influyen en su precisión, de tal manera que un

cambio de menos de 10-15% no puede considerarse como un cambio fisiológicamente significativo <sup>2</sup>.

Desde hace algunos años, se ha tratado de medir el GC a través de métodos no invasivos (bioimpedancia, doppler supraesternal) ó mínimamente invasivos (DTE) que han demostrado una razonable exactitud al compararse en el laboratorio con otros estándares <sup>12,13,16</sup> sin embargo, la literatura ha mostrado variabilidad en la concordancia con TDB en el ambiente del cuidado del enfermo grave (tabla 4).

El método de DTE tiene algunas ventajas que lo hacen un método atractivo para su uso en enfermos críticos; es mínimamente invasivo, permite una monitorización continua y en tiempo real, además de la serie de inferencias hemodinámicas que se pueden obtener del análisis de la curva de velocidad-tiempo

**Tabla 4 :Datos estadísticos reportados de estudios similares**

Referencia	Enfermos (n)	Mediciones (n)	Bias (L/min)	Precisión (L/min)	r	Rango (L/min)
12	16	124	-0.31	0.95	0.79	2-10
13	24	107	0.4	1.2	0.72	2-10
14	42	147	-0.7	1.3	0.7	2-10
17	46	136	-0.24	0.9	0.95	1.7-14 8
1	6	31	-1.2	2.27	0.33	4.5-7
*	11	41	-0.98	0.97	0.86	3.5-11 5

\* Datos del presente trabajo

Sin embargo, tiene algunas limitaciones que pueden disminuir su exactitud 1) es dependiente del ángulo que se forma entre el haz de sonido y el vector de velocidad de flujo en la aorta, 2) depende de una adecuada estimación del área de corte transversal de la aorta

descendente y 3) depende de una estimación correcta de la proporción del flujo sistémico que se deriva al territorio braquiocefálico<sup>14, 15</sup>.

El rebote del sonido varía en proporción a la velocidad de los elementos sanguíneos que se desplazan en la aorta durante la sístole y lo que realmente mide este método es la longitud de desplazamiento de estos elementos a través de integrar el área por debajo de la curva de velocidad-tiempo. A través de medir o estimar el área de corte transversal de la aorta descendente y conociendo el desplazamiento promedio, se puede calcular fácilmente el volumen de un cilindro que corresponde al volumen latido y con ello el GC al multiplicarlo por la frecuencia cardíaca.

Las modificaciones en el ángulo de incidencia de las ondas sonoras pueden modificar las estimaciones de la velocidad y con ello las estimaciones del desplazamiento, produciendo errores en el cálculo del volumen latido y por ende del GC. Durante nuestras experiencias fue especialmente llamativo la inestabilidad del espectro del sonido lo que obligó a reposicionamientos frecuentes de la sonda a pesar de que todos los enfermos se encontraban con adecuada sedación y bajo ventilación mecánica.

Nuestros datos no nos permiten reportar la variabilidad inter e intraobservador, pero la literatura reporta resultados aceptables<sup>2-8</sup>.

En modelos anteriores la correcta posición de la sonda era determinada por el logro de la mejor señal acústica u visual. En el modelo utilizado en este trabajo se dispone además de una pantalla donde se despliegan las paredes anterior y posterior de la aorta descendente (modo M). Este dispositivo permite ubicar a la sonda apuntando al sitio de mayor diámetro anteroposterior y con ello también medir dicho diámetro y calcular el área de corte transversal de la aorta. Esto representa una ventaja puesto que en otros instrumentos el área

de corte transversal se estima a través de cálculos basados en medidas antropométricas y la edad.

La suposición de que una proporción siempre constante del GC (30%) se deriva al territorio braquiocefálico, puede no ser correcta especialmente en el enfermo crítico. Los factores anteriormente mencionados pueden explicar la imprecisión y sesgo de este método, mismos que se suman a los correspondientes del método de TDB para explicar posiblemente la falta de concordancia entre ellos.

Nuestros resultados demuestran una aceptable correlación entre los métodos pero, a nuestro juicio, una concordancia que no permite considerar a DTE como un sustituto de TDB para medir el GC. La última afirmación se basa en el hecho de que encontramos un sesgo de  $-0.98$  L/min, lo que implica que hay una importante infraestimación de las mediciones de DTE a pesar de que el software del dispositivo hizo los ajustes para la proporción del GC derivado a la circulación braquiocefálica. Más preocupante es la imprecisión que se manifiesta en una amplia dispersión de las diferencias ( $1DE=0.97$  L/min) Lo anterior se traduce en la posibilidad de que cuando se hace una determinación de GC por DTE, el enfermo tenga al mismo tiempo una estimación del GC por TDB de  $0.97$  L/min menos, pudiendo este último variar entre  $1.84$  L/min por arriba o por debajo del valor estimado por DTE en el 95% de las veces que se repita esa experiencia. Debido a la escasez de nuestras mediciones no podemos concluir respecto a alguna tendencia de las diferencias en estados de alto y bajo flujo

Estudios como el publicado por Valtier y cols<sup>3</sup> demuestran que existe una buena correlación y concordancia entre los cambios registrados por uno y otro método en el tiempo. En nuestro estudio se observa que el 42% de los cambios no son concordantes, lo que quiere decir, que uno de los métodos sufrió un cambio mayor del 15% y el otro menor

del 15%. El valor del 15% fue tomado arbitrariamente de lo reportado para TDB<sup>2</sup> y traspolado también de manera arbitraria para DTE; lo cual representa una limitación para este análisis.

Reconocemos las siguientes limitaciones de este trabajo El pequeño número de mediciones y el limitado rango. Casi la totalidad de las mediciones fueron realizadas por un solo operador y se incluyen las experiencias iniciales antes de alcanzar la meseta de la curva de aprendizaje. Aspecto relevante en la evaluación de cualquier método de medición, como lo analiza el trabajo publicado por Lefrant<sup>11</sup> quien sostiene que el operador ha alcanzado dicha meseta después de haber realizado doce mediciones. No obstante al dividir las mediciones del GC en dos grupos según el tiempo, no observamos diferencia que justifique la influencia de la experiencia en el uso del dispositivo.

## **CONCLUSIÓN**

Aceptando las limitaciones ya comentadas, nuestros resultados sugieren que DTE no puede sustituir a TDB como un instrumento para medir el GC Sin embargo, se requiere de un mayor número de mediciones y de más experiencia con el método para confirmar esta conclusión

del 15%. El valor del 15% fue tomado arbitrariamente de lo reportado para TDB<sup>2</sup> y traspolado también de manera arbitraria para DTE; lo cual representa una limitación para este análisis.

Reconocemos las siguientes limitaciones de este trabajo El pequeño número de mediciones y el limitado rango. Casi la totalidad de las mediciones fueron realizadas por un solo operador y se incluyen las experiencias iniciales antes de alcanzar la meseta de la curva de aprendizaje. Aspecto relevante en la evaluación de cualquier método de medición, como lo analiza el trabajo publicado por Lefrant<sup>11</sup> quien sostiene que el operador ha alcanzado dicha meseta después de haber realizado doce mediciones. No obstante al dividir las mediciones del GC en dos grupos según el tiempo, no observamos diferencia que justifique la influencia de la experiencia en el uso del dispositivo.

## CONCLUSIÓN

Aceptando las limitaciones ya comentadas, nuestros resultados sugieren que DTE no puede sustituir a TDB como un instrumento para medir el GC Sin embargo, se requiere de un mayor número de mediciones y de más experiencia con el método para confirmar esta conclusión

## REFERENCIAS

- 1 Cerón UW, Reyes R, Vega G. Concordancia entre tres métodos para monitorizar el gasto cardíaco en pacientes críticos: Termodilución continua, Doppler transesofágico continuo y termodilución en bolos. *Revista de la Asociación Mexicana de Medicina Crítica y Terapia Intensiva*. 1995; Vol 9: 144-50
- 2 Stetz CW, Miller RG, Kelly GE. Reliability of the termodilution method in the determination of the cardiac output in clinical practice. *Am Rev Respir Dis* 1982; 126: 1001-4
- 3 Valtier B, Cholley BP, Belot JP. Noninvasive Monitoring of cardiac output in critically ill patients using Transesophageal Doppler. *Am. J. Respir. Crit. Care Med*. 1998; 158: 77-83
- 4 Alain Cariou, MD Noninvasive cardiac output monitoring by aortic blood flow determination. Evaluation of the Sometec Dynemo-3000 system. *Critical Care Med* 1998; 26: 2066-72
- 5 Singer M, Clarke J, Bennett ED. Continuous hemodynamic monitoring by esophageal Doppler. *Crit Care Med* 1989, 17: 447-52
- 6 Huntsman LL, Stewart DK, Barnes SR, et al. Noninvasive Doppler determination of cardiac output in man: clinical validation. *Circulation* 1983; 67: 593-602
- 7 Freund PR. Transesophageal Doppler scanning versus thermodilution during general anesthesia. An initial comparison of cardiac output techniques. *Am J Surg* 1987; 153: 490-94
- 8 Cuschieu J, Rivers E, Carnso J, et al. A comparison of Transesophageal Doppler, thermodilution and Fick cardiac output measurements in critical ill patients. *Crit Care Med* 1998; 26: 2066-72
- 9 Bland JM, Altman DG. Statistical method for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986; 8: 307-10
- 10 Chatburn RL. Fundamentals of metrology: Evaluation of instrument error and method agreement. In: Kacmarek RM, Hess D, Stoller JK, eds. *Monitoring in Respiratory care*. St. Louis: Mosby, 1993; 97-144
- 11 Lefrant JY. Training is required to improve the reliability of esophageal Doppler to measure cardiac output in critical ill patients. *Int Care Med* 1998; 24: 347-52
- 12 Schmid ER, Spahn DR, Torinic M. Reliability of a new generation transesophageal doppler device for cardiac output monitoring. *Anesth Analg* 1993; 77: 971-9
- 13 Perrino AC, Fleming J, La Mantia KR. Transesophageal doppler ultrasonography: evidence for improved cardiac output monitoring. *Anesth Analg* 1990; 71; 651-7
- 14 Perrino AC, Fleming J, La Mantia KR. Transesophageal doppler cardiac output monitoring: Performance during aortic reconstructive surgery. *Anesth Analg* 1991; 73; 705-10
- 15 Mark J.B., Steinbrook R.A., Gugino L.D. Continuous noninvasive monitoring of cardiac output with esophageal Doppler ultrasound during cardiac surgery. *Anesth Anal.* 1986; 65: 1013-20
- 16 Clancy TV, Norman K, Reynolds R y cols. Cardiac output measurement in critical care patients: thoracic electrical bioimpedance compared with standard thermodilution. *Crit Care Med* 1990; 18: 544-6