

MÉTODOS

Método simplificado para el análisis no invasivo de la relajación ventricular mediante Doppler continuo en la insuficiencia mitral

J. Alberto García Lledó^a, J. Luis Moya Mur^b, Javier Balaguer Recena^a, Enrique Novo García^a, Carlos Correa Gorospe^c, Pablo Jorge^c, Rafael Barea Navarro^d y Luciano Boquete^d

^aSección de Cardiología del Hospital Universitario de Guadalajara y Departamento de Medicina de la Universidad de Alcalá. Servicios de ^bCardiología y ^cCirugía Experimental. Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid. ^dDepartamento de Electrónica. Universidad de Alcalá. Alcalá de Henares. Madrid.

ecocardiografía Doppler/ ecocardiografía Doppler pulsado/ estudios experimentales/ función diastólica/ función ventricular/ insuficiencia mitral

Introducción y objetivos. El valor mínimo de dP/dT es un parámetro de función diastólica que puede estimarse de forma no invasiva analizando la curva de insuficiencia mitral, obtenida por Doppler continuo. Este análisis es complejo y dificulta la aplicación del método. Nuestro objetivo fue validar un método simplificado para la estimación no invasiva de dP/dT_{\min} en la insuficiencia mitral. Se calcula la pendiente de la curva de velocidad de la insuficiencia mitral durante su desaceleración, en un intervalo entre 3 y 1,5 m/s, que define una diferencia de presión según $\Delta p = (4v_1^2 - 4v_2^2)$. Dividiéndola por el tiempo necesario para que la curva se decele-re de v_1 a v_2 , obtendremos la tasa de descenso de presión, en mmHg/s.

Métodos. Se provocó insuficiencia mitral en cinco cerdos. Se registró de forma simultánea dP/dT y la curva de la insuficiencia mitral, mediante un catéter con micromanómetro en la punta y Doppler continuo, respectivamente. Se calculó la tasa de descenso de presión sobre la curva de la insuficiencia mitral.

Resultados. Se obtuvieron 29 registros simultáneos de dP/dT_{\min} y de la tasa de descenso de presión, con una correlación con $r = 0,62$; $p < 0,0001$, y una infraestimación sistemática por parte de la medida no invasiva. La variabilidad intra e interobservador de la tasa de descenso de presión fue del 9 y 11%, respectivamente.

Conclusiones. Nuestro estudio muestra un método simplificado para la estimación no invasiva de dP/dT , con aceptable correlación con las medidas invasivas y adecuada reproductibilidad, características que facilitan su aplicación práctica.

A SIMPLIFIED METHOD FOR NONINVASIVE ASSESSMENT OF VENTRICULAR RELAXATION BY CONTINUOUS-WAVE DOPPLER IN MITRAL REGURGITATION

Introduction and objectives. The minimum value of dP/dT is a parameter of diastolic function that can be estimated noninvasively by analyzing the profile of velocity of the mitral regurgitant jet, recorded by continuous-wave Doppler. This estimation requires a complex analysis of the curves that impedes its practical use. Our objective was to validate a simplified method to estimate noninvasively the value of dP/dT_{\min} when mitral regurgitation exits. We calculated the pendent of the profile of velocity of the curve of mitral regurgitation during its deceleration, between 3 and 1.5 m/s, an interval that defines a difference in pressure using the formula $\Delta p = (4v_1^2 - 4v_2^2)$. We divided this interval by the time needed by the jet to decelerate from 3 to 1.5 m/s, obtaining the rate of pressure decay, in mmHg/s.

Methods. We provoked mitral regurgitation in five pigs and registered dP/dT and the curve velocity of mitral regurgitation simultaneously, by micromanometer-tipped catheter and continuous-wave Doppler, respectively. The rate of pressure decay was calculated on the mitral regurgitation curve.

Results. We obtained 29 simultaneous registers. The coefficient for the relationship between dP/dT and the rate of pressure decay was with an r value of 0.62 ($p < 0.0001$). The rate of pressure decay underestimated systematically the value of dP/dT . Intra and interobserver variability of TDP was 9 and 11%, respectively.

Conclusions. This study validates a simplified method to estimate dP/dT noninvasively, with acceptable correlation with invasive measurements and adequate reproductibility.

Correspondencia: Dr. J.A. García Lledó.
Laguna, 3, 1.º B. 28801 Alcalá de Henares. Madrid.

Recibido el 12 de enero de 1998.
Aceptado para su publicación el 6 de mayo de 1998.

(Rev Esp Cardiol 1998; 51: 655-660)

INTRODUCCIÓN

La evaluación no invasiva de la función diastólica del ventrículo izquierdo sigue siendo en la actualidad un objeto de interés para la ecocardiografía¹⁻⁵. Los métodos más utilizados en la práctica habitual se basan en el análisis del llenado del ventrículo izquierdo⁶⁻¹⁰, aunque se encuentran notablemente limitados por las condiciones de carga¹¹⁻¹³, el ritmo cardíaco y la fibrilación auricular¹⁴, entre otras situaciones. Existen nuevos métodos de análisis del llenado que permiten solventar algunos de estos problemas¹⁵, aunque no reflejan de forma directa los datos de relajación ventricular de mayor valor en la hemodinámica invasiva, dP/dT y τ ¹⁶. Estos valores pueden ser estimados de forma no invasiva en pacientes que presenten insuficiencia mitral^{2,3,17-19}. El perfil de velocidad de la curva de insuficiencia mitral se produce por una curva de gradiente ventriculoauricular que puede reconstruirse aplicando la ecuación de Bernoulli. Existe una correlación estrecha entre la curva de presión así reconstruida y la que obtiene la hemodinámica^{2,20}. Asumiendo que la magnitud de la presión de la aurícula izquierda, y sus variaciones son despreciables respecto a los cambios de presión del ventrículo izquierdo, es posible analizar la primera derivada de la curva en sus valores máximo y mínimo con gran precisión, así como calcular el valor de la constante de relajación isovolumétrica (τ)^{3,17-20}. La obtención de la primera derivada y su valor mínimo (dP/dT_{\min}) exige la digitalización y derivación de las curvas por diferentes procesos, por lo que es de difícil aplicación práctica. Para el cálculo del valor máximo de dP/dT , Bargiggia et al²¹ propusieron un método simplificado que analiza el valor medio de la pendiente de la curva de presión reconstruida por Doppler entre dos puntos elegidos de forma arbitraria, en vez de su valor máximo. Dicho método, aunque con limitaciones, ha demostrado una buena correlación con el valor invasivo de dP/dT ^{2,21}, incluso en condiciones extremas de contractilidad, con alta sensibilidad a sus cambios²². El objetivo del presente estudio es desarrollar un método simplificado para la estimación no invasiva de dP/dT_{\min} , siguiendo la idea de la fórmula propuesta por Bargiggia et al²¹.

MÉTODOS

Preparación de los animales

Se utilizaron 5 cerdos entre 40 y 70 kg de peso. Los animales fueron premedicados con fentanilo (2 μ g/kg) antes de la inducción de anestesia con α -cloralosa (50 mg/kg i.v.). Posteriormente eran intubados y ventilados mecánicamente, sometidos a relajación con succinilcolina y anestesiados con infusión continua de α -cloralosa (30 mg/kg/h i.v.). La manipulación de los

animales se hizo de acuerdo con las normas vigentes en la Unión Europea. Se diseccionó la arteria femoral, por la que se introdujo un catéter con micromanómetro en la punta tipo Millar de 8F, que se colocó en el ventrículo izquierdo y se conectó a un diferenciador. Se introdujo un segundo catéter de 5F en la aurícula izquierda por punción directa, y se registró la presión auricular mediante un transductor de membrana. Se practicó esternotomía media y pericardiotomía. Mediante técnica de Seldinger, se colocó un introductor de 8F en el interior del ventrículo izquierdo, pinchando en la pared libre del ventrículo entre el surco auriculoventricular y la primera arteria diagonal. La disposición intraventricular del introductor se guiaba mediante ecografía epicárdica, de modo que la punta del mismo quedara entre las cuerdas tendinosas. Cuando el introductor se movía, se causaba distorsión del aparato subvalvular y aparecía insuficiencia mitral en grados y direcciones variables a voluntad.

Se aisló la arteria descendente anterior mediante disección roma, y se pasó bajo ella un lazo de seda. Se modificó la contractilidad produciendo isquemia y reperfusión mediante cierre de la lazada, y mediante la infusión intravenosa de fármacos. Se utilizó dobutamina a dosis crecientes desde 10 a 40 μ g/kg/min, diltiazem a dosis de 0,35 y 0,70 mg/kg en bolos y propanolol en bolos de 5 mg.

Realización de las medidas

Para los registros ecográficos se utilizó un ecocardiógrafo Toshiba sonos 140A (Toshiba Inc.) con sonda de 3,5 MHz, que permite una resolución de la medida de tiempo en los registros de Doppler con un error de ± 2 ms. El estudio de Doppler continuo se realizaba desde el epicardio, alineando el haz de ultrasonido con la ayuda del Doppler codificado en color. Se obtenían de forma simultánea el registro de dP/dT y la curva de Doppler, que era almacenado en imagen de vídeo para su análisis posterior.

Análisis de las imágenes

Las curvas Doppler obtenidas se digitalizaron y se analizaron mediante dos métodos. Se procesaron con el programa Cardiotest[®], que detecta el perfil de las curvas mediante técnicas de visión artificial y las convierte en funciones matemáticas mediante transformación de Fourier. Una vez convertidas en función matemática el programa presentaba el valor de la primera derivada de forma automática. Al valor de dP/dT obtenido por este método se le denominará $dP/dT-D$. Los fundamentos del programa y su validación se describen en otros trabajos^{23,24}. Por otra parte, se medía de forma manual el tiempo necesario para la deceleración de chorro regurgitante a intervalos de 0,5 m/s. Se calculó la pendiente de la curva de diferencia de presión

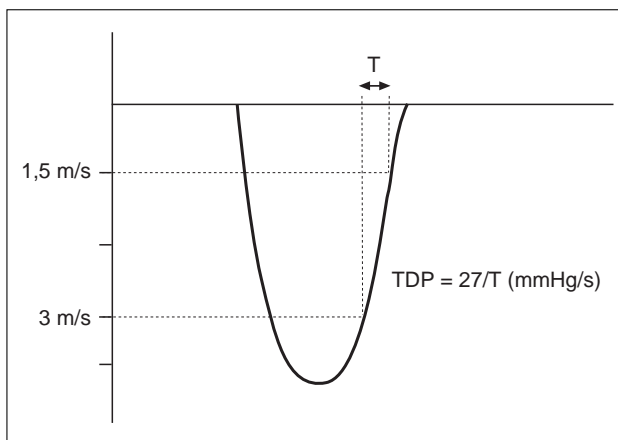


Fig. 1. Ilustración del método empleado para el cálculo de la tasa de descenso de presión; T: tiempo de 1,5 a 3 m/s; TDP: tasa de descenso de presión.

para cada intervalo de los posibles entre 0,5 y 3 m/s mediante la fórmula $y = (4v_1^2 - 4v_2^2)/\Delta t_{2-1}$, donde $4v_1^2$ es la diferencia de presión inicial (4 veces la velocidad inicial al cuadrado), $4v_2^2$ es la diferencia de presión final (4 veces la velocidad final al cuadrado) y Δt_{2-1} el tiempo necesario para la deceleración del jet desde una velocidad a la otra (fig. 1). Al valor de esta medida lo denominaremos en adelante tasa de descenso de presión (TDP).

Todas las imágenes fueron analizadas a posteriori, desconociendo el resultado de la medida invasiva de dP/dT. Cada imagen fue analizada por completo (incluida la digitalización y calibrados) en tres ocasiones, dos por el mismo observador, en días diferentes, y una más por otro observador que desconocía los resultados de las medidas previas.

Análisis estadístico

Se utilizó el paquete estadístico SPSS® 6.0 para Windows® (SPSS Inc., EE.UU.) para el análisis de los resultados. Se estudió la relación entre TDP y dP/dT_{min} y entre dP/dT-D y dP/dT_{min} mediante análisis de regresión lineal y la concordancia de las medidas mediante análisis de sus diferencias²⁵. La influencia de la presión auricular izquierda se analizó mediante regresión múltiple.

RESULTADOS

Se obtuvieron 29 registros simultáneos de dP/dT y de la curva de insuficiencia mitral mediante Doppler continuo. Se analizó la correlación entre dP/dT y los valores de TDP para los diferentes intervalos posibles entre 3 y 0,5 m/s, con sus resultados que se exponen en la tabla 1. Debe notarse que la correlación es mejor cuando el intervalo comprende el valor inicial de

TABLA 1
Correlación entre la tasa de descenso de presión estimada para distintos intervalos de velocidad y el valor invasivo de dP/dT_{min}

Intervalo (v ₂ - v ₁) m/s	Índice de correlación (r)	Significación estadística (p)
1,5-0,5	0,39	0,04
2,5-0,5	0,44	0,02
3-0,5	0,59	0,001
3-1	0,44	0,02
2,5-1,5	0,41	0,03
3-1,5	0,62	0,0001
3-2	0,69	0,0001

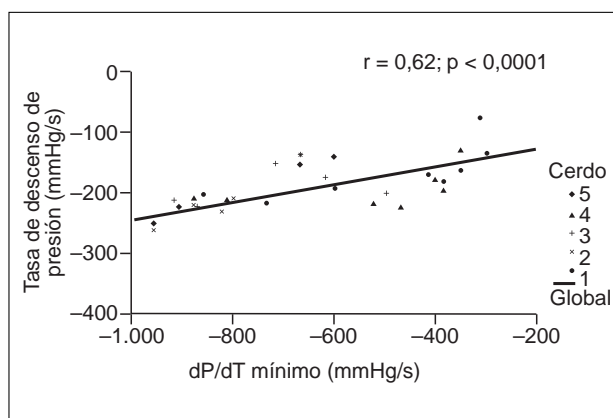


Fig. 2. Gráfica de correlación entre la tasa de descenso de presión (TDP) entre 3 y 1,5 m/s y dP/dT.

3 m/s. Se seleccionó el intervalo de TDP entre 3 y 1,5 m/s por ser de los dos con mejor correlación el de mayor amplitud, lo que facilita la medida del tiempo. En adelante, TDP se referirá al valor de TDP entre 3 y 1,5 m/s. El valor medio de dP/dT fue de -732 ± 222 mmHg/s, y el de TDP de -200 ± 70 mmHg/s. El coeficiente de correlación entre ambas medidas mostró una $r = 0,62$; $p < 0,0001$ (fig. 2). Existió una clara infraestimación del valor mínimo de dP/dT por parte de TDP, como se puede ver en la gráfica de concordancia entre ambas medidas (fig. 3). Al realizar la medida de TDP mediante el programa Cardiotest® la correlación mejoraba, con $r = 0,80$; $p < 0,0001$ (fig. 4), y disminuía la infraestimación existente, aunque seguía existiendo, como puede verse en la figura 5.

El valor medio de la presión auricular izquierda fue de 12 mmHg, con valores oscilando en un rango entre 6 y 21 mmHg. No se apreció correlación entre el valor de la presión media de la aurícula izquierda y TDP. El análisis de regresión múltiple no mostró influencia de la medida de la presión auricular sobre la correlación entre TDP y dP/dT.

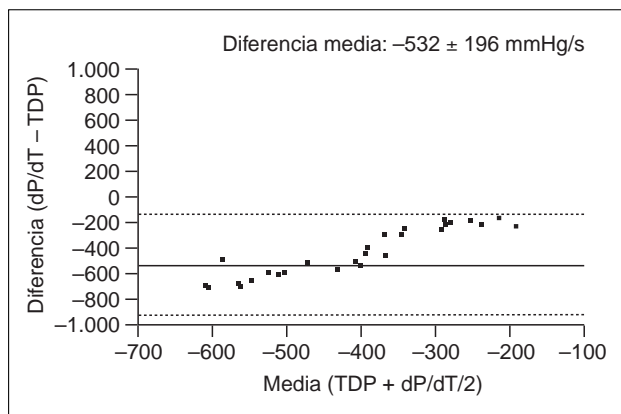


Fig. 3. Gráfica de concordancia entre las medidas de TDP y dP/dT. En abscisas, el valor medio de ambas medidas, en ordenadas, su diferencia. Se observa una infraestimación sistemática por parte de TDP, con un valor medio de -532 ± 196 mmHg/s; TDP: tasa de descenso de presión.

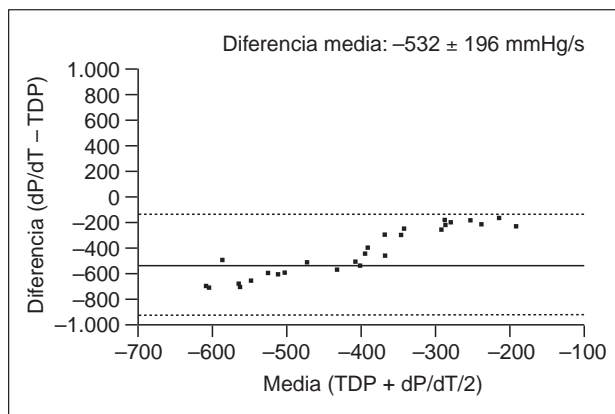


Fig. 5. Gráfica de concordancia entre las medidas de TDP y dP/dT obtenida por Doppler posprocesado con Cardiotest (DdP/dT). Se observa una infraestimación sistemática por parte de DdP/dT, con un valor medio de -231 ± 143 mmHg/s.

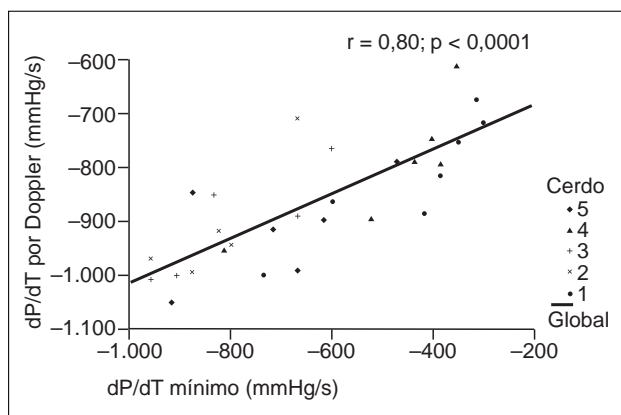


Fig. 4. Gráfica de correlación entre dP/dT y dP/dT obtenido por Doppler posprocesado con Cardiotest (dP/dT por Doppler).

La variabilidad intraobservador de la medida de TDP fue del 9%, y la variabilidad interobservador del 11%.

DISCUSIÓN

El estudio de la diástole mediante el análisis de las curvas de la insuficiencia mitral ha demostrado su validez en diversos estudios experimentales^{2,3,17-19}. Representa la relajación ventricular de forma más directa que los parámetros de función diastólica de uso habitual, por cuanto permite estimar los valores de dP/dT y τ de forma no invasiva. A pesar de esta posible ventaja, su aplicación práctica se enfrenta a múltiples limitaciones.

Para aplicar la medida es preciso que los pacientes presenten insuficiencia mitral, que debe ser tele u holostólica. Aunque ésta puede considerarse una limitación fundamental, no lo es tanto cuando se considera que la insuficiencia mitral es una condición frecuente

en las enfermedades cardíacas²⁶⁻³⁰, y que su existencia limita la interpretación del análisis de las ondas de llenado ventricular, por la seudonormalización de los patrones de llenado que origina el aumento de la precarga³¹. En pacientes con insuficiencia mitral, en los que el estudio del cociente E/A pierde valor, es en los que serían de mayor utilidad otras técnicas de estudio no invasivo de la diástole.

La dificultad para el análisis de las curvas Doppler constituye una limitación adicional de gran importancia. Hoy por hoy no existen equipos comerciales que permitan la conversión directa de las curvas de velocidad en curvas de diferencia de presión, aplicando la ecuación de Bernouilli. Ello impide la obtención de τ sin una digitalización y análisis computarizado de las curvas, que requiere del uso de *hardware* y *software* específico, y consume mucho tiempo. Aunque más sencilla, la obtención de dP/dT se enfrenta con dificultades similares. Por esta razón, consideramos de interés el desarrollo de un método simplificado para estimar el valor mínimo de dP/dT de forma no invasiva, aplicando la idea que Bargiggia et al utilizaron para aproximarse a su valor máximo²¹. Analizando la pendiente de desaceleración del chorro regurgitante a intervalos prefijados, podría obtenerse una desaceleración media que correlacionara adecuadamente con la máxima desaceleración, que es el valor mínimo de dP/dT. Este valor obtenido debería infraestimar de forma necesaria el valor real de dP/dT, ofreciendo a cambio la ventaja de no hacer necesaria la digitalización de la curva ni su derivación, con una medida rápida, que se podría aplicar durante el estudio rutinario.

En nuestro estudio se definieron múltiples intervalos en la curva de velocidad del chorro regurgitante registrado con Doppler continuo, y se analizó la pendiente media de desaceleración del mismo. Se correlacionaron sus valores con registros simultáneos del valor mínimo de dP/dT, encontrando una correla-

ción mejor cuando el intervalo incluía una velocidad de 3 m/s. A pesar de que la mejor correlación encontrada ($r = 0,69$; $p < 0,0001$) se encontró para el intervalo definido entre 3 y 2 m/s (esto es, $TDP = 20/\Delta t$ mmHg/s), consideramos más adecuado el uso de la medida entre 3 y 1,5 m/s, por cuanto la correlación no empeora de forma notable ($r = 0,62$; $p < 0,0001$) y, al ampliarse el intervalo, la medida de Δt tiene una magnitud mayor, por lo que es más fácilmente apreciable y el error de la medida se hace menor. Aplicando ese intervalo, el valor de TDP sería $27/\Delta t$, donde Δt es el tiempo necesario para que la curva de insuficiencia mitral registrada por Doppler se desacelere desde 3 hasta 1,5 m/s.

Se esperaba, por definición de la medida, una infraestimación del valor de dP/dT por parte de TDP, hecho que se confirmó en nuestro estudio. Cuando obteníamos la curva de diferencia de presión mediante el programa Cardiotest® y calculábamos de forma directa su primera derivada, la correlación mejoraba, con una r de 0,80 (fig. 4), y la infraestimación era menor (-231 ± 143 frente a -532 ± 196 mmHg/s) (figs. 3 y 5), pero se mantenía. Ello indica que, a pesar de que realicemos la medida de dP/dT de forma más directa, existen otras fuentes de infraestimación que deben depender de las diferencias existentes entre la curva de presión intraventricular y la curva de gradiente de presión auriculoventricular que se obtiene al aplicar la ecuación de Bernouilli sobre la curva de velocidad del chorro regurgitante. Esta otra fuente de infraestimación fue descrita por Chen et al², y se debe a la elevación de la presión de la aurícula izquierda que se produce al final de la sístole e inicio de la diástole, como consecuencia de la insuficiencia mitral, esto es, a la onda «v». Esa elevación de la presión amortigua el gradiente, y su propia desaceleración, amortigua a su vez la medida de la desaceleración del *jet*. Como consecuencia de ello, cualquier medida que se realice en esta parte final de la curva se verá afectada, de forma variable y probablemente dependiente del grado de insuficiencia mitral. A pesar de esto, en nuestro estudio no apreciamos influencia de la presión auricular sobre la correlación entre dP/dT y TDP. Puede ser debido a que las presiones auriculares registradas no alcanzaron valores extremados (máxima de 22 mmHg). Aunque nuestro estudio apoya la validez de la estimación, no descartaría que la correlación encontrada se alterase para elevaciones importantes de la presión telediastólica.

Una limitación existente en cualquier medida realizada con Doppler es la infraestimación de la velocidad medida debida a la angulación del transductor respecto al chorro regurgitante. Esa limitación no existió en nuestro estudio, por cuanto la dirección de la insuficiencia mitral podía regularse a voluntad por el método utilizado para producir la insuficiencia. Con ello se evitaba a su vez la dificultad existente en el eco epi-

cardíaco para registrar verdaderos planos apicales.

La TDP es una medida sensible a los cambios de la relajación cardíaca. A pesar de someter al miocardio a condiciones extremas de relajación mediante isquemia o fármacos, la correlación entre TDP y dP/dT se mantuvo. Esto hace suponer que su medida pueda tener aplicación para determinar cambios lineales de la relajación, como sucede con el valor mínimo de dP/dT , aunque para demostrarlo de forma concluyente hubieran sido precisas más medidas y en condiciones más diversas.

CONCLUSIONES

La medida de la tasa de descenso de presión en la curva de velocidad de la insuficiencia mitral registrada por Doppler es una operación simple que puede realizarse sobre la pantalla del ecógrafo y que correlaciona con el valor invasivo de dP/dT_{\min} . A pesar de estar limitado su uso únicamente a los pacientes con insuficiencia mitral tele u holosistólica, puede ser de utilidad en los casos en los que el análisis del llenado ventricular esté limitado por otras causas, ya sea por alteraciones del ritmo, por seudonormalización o por estenosis mitral asociada. En este sentido, puede tener un valor al menos complementario, que deberá demostrarse en estudios posteriores.

BIBLIOGRAFÍA

1. De Maria AN, Wisenbaugh T. Identification and treatment of diastolic dysfunction: role of transmitral Doppler recordings. *J Am Coll Cardiol* 1987; 9: 1.106-1.107.
2. Chen C, Rodríguez L, Guerrero JL, Marchall S, Levine RA, Weyman AE et al. Noninvasive estimation of the instantaneous first derivative of left ventricular pressure using continuous-wave Doppler echocardiography. *Circulation* 1991; 83: 2.101-2.110.
3. Chen S, Rodríguez L, Levine RA, Weyman AE, Thomas JD. Noninvasive measurement of the time constant of left ventricular relaxation using the continuous-wave Doppler velocity profile of mitral regurgitation. *Circulation* 1992; 86: 272-278.
4. Dougherty AH, Naccarelli GV, Gray EL, Hicks CH, Goldstein RA. Congestive heart failure with normal systolic function. *Am J Cardiol* 1984; 54: 778-782.
5. Soufer R, Wohlgeterter D, Vita NA, Amuchestegui M, Sostman HD, Berger HI et al. Intact systolic left ventricular function in clinical congestive heart failure. *Am J Cardiol* 1985; 55: 1.032-1.036.
6. Masuyama T, Kodama K, Nakatani S, Nanto S, Kitabatake A, Kamada T. Effects of changes in coronary stenosis of left ventricular diastolic filling assessed with pulsed Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1988; 11: 744-751.
7. Stoddard MF, Pearson AC, Kern MJ, Ratcliff J, Mrosek DG, Labovitz AJ. Left ventricular diastolic function: comparison of pulsed Doppler echocardiographic and hemodynamic indexes in subjects with and without coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 1989; 13: 327-336.
8. Maron BJ, Spirito P, Green KJ, Wesley YE, Bonow RO, Arce J. Noninvasive assessment of left ventricular diastolic function by pulsed Doppler echocardiography in patients with hypertrophic cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiol* 1987; 10: 733-742.

9. Kitabatake A, Inoue M, Asao M, Tanouchi J, Masuyama T, Abe H et al. Transmitral blood flow reflecting diastolic behavior of the left ventricle in health and disease: a study by pulsed Doppler technique. *Jpn Circ J* 1982; 46: 92-102.
10. Appleton CP, Hatle LK, Popp RL. Relation of transmitral flow velocity patterns to left ventricular diastolic function: new insights from a combined hemodynamic and Doppler echocardiographic study. *J Am Coll Cardiol* 1988; 12: 426-440.
11. Yamamoto K, Masuyama T, Tanouchi J, Uematsu M, Doi Y, Naito J et al. Importance of left ventricular minimum pressure as a determinant of transmitral flow velocity pattern in the presence of left ventricular systolic dysfunction. *J Am Coll Cardiol* 1993; 21: 662-672.
12. Yamamoto K, Masuyama T, Tanouchi J, Uematsu M, Doi Y, Mano T et al. Peak early diastolic filling velocity may decrease with preload augmentation: effect of concomitant increase in a rate of left atrial pressure drop in early diastole. *J Am Soc Echocardiogr* 1993; 6: 245-254.
13. Thomas JD, Choong CYP, Flachskampf FA, Weyman AE. Analysis of the early transmitral Doppler velocity curve: effect of primary physiologic changes and compensatory preload adjustment. *J Am Coll Cardiol* 1990; 16: 644-655.
14. Yamamoto K, Masuyama T, Tanouchi J, Doi Y, Kondo H, Hori M et al. Effects of heart rate on left ventricular filling dynamics: assessment from simultaneous recordings of pulsed Doppler transmitral flow velocity pattern and hemodynamic parameters. *Cardiovasc Res* 1993; 27: 935-941.
15. Takatsuji H, Mikami T, Urasawa K, Teranishi J, Onozuka H, Takagi C et al. A new approach for evaluation of left ventricular diastolic function: spatial and temporal analysis of left ventricular filling propagation by color M-mode Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1996; 27: 365-371.
16. Grossman W. *Cardiac catheterization and angiography* (3.^a ed.). Filadelfia: Lea & Febiger, 1986; 302-306.
17. Chen C, Rodríguez L, Lethor JP, Levine RA, Semigran MS, Fifer MA et al. Continuous wave Doppler echocardiography for noninvasive assessment of left ventricular dP/dT and relaxation time constant from mitral regurgitant spectra in patients. *J Am Coll Cardiol* 1994; 23: 970-976.
18. Yamamoto K, Masuyama T, Doi Y, Naito J, Mano T, Kondo H et al. Noninvasive assessment of left ventricular relaxation using continuous-wave Doppler aortic regurgitant velocity curve. *Circulation* 1995; 91: 191-200.
19. Nishimura R, Schwartz RS, Tajik J, Holmes DR. Noninvasive measurement of rate of left ventricular relaxation by Doppler echocardiography. Validation with simultaneous cardiac catheterization. *Circulation* 1993; 88: 146-155.
20. Nishimura RA, Tajik AJ. Determination of left-sided pressure gradients by utilizing Doppler aortic and mitral regurgitant signals: validation by simultaneous dual catheter and Doppler studies. *J Am Coll Cardiol* 1988; 11: 317-321.
21. Bargiggia GS, Bertucci C, Recusani F, Raisaro A, De Servi S, Valdes-Cruz LM et al. A new method for estimating left ventricular dP/dT by continuous wave Doppler-echocardiography: validation studies at cardiac catheterization. *Circulation* 1989; 80: 1.287-1.292.
22. García-Lledó A, Moya JL, Catalán P, Segovia JG, Novo E, Asín E et al. Sensibility of Doppler-derived rate of pressure rise to inotropic state changes: experimental comparison with manometer-derived dP/dT [resumen]. *Eur J Cardiol* 1995; 16 (Supl): 508.
23. García-Lledó A, Moya JL, Balaguer J, Novo E, Correa C, Barea R et al. Validation of an artificial vision method to analyze Doppler curves: calculus of Doppler derived dP/dT in mitral regurgitation [resumen]. *Eur J Cardiol* 1997; 18 (Supl): 448.
24. Barea R, Boquete L, López E, García A, Millán E. Automatic measurement of blood flow using artificial vision. 2nd IEEE International Caracas Conference on Devices, Circuits and Systems. Caracas, marzo de 1998.
25. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986; 1: 307-310.
26. Boltwood CM, Tei C, Wong M, Shah P. Quantitative echocardiography of the mitral complex in dilated cardiomyopathy: the mechanism of functional mitral regurgitation. *Circulation* 1983; 68: 498-508.
27. Gahl K, Sutton R, Pearson M, Caspari P, Lairet A, McDonald L. Mitral regurgitation in coronary heart disease. *Br Heart J* 1977; 39: 13-18.
28. Strauss RH, Stevenson LW, Ddaourian BA, Child JS. Predictability of mitral regurgitation detected by Doppler echocardiography in patients referred for cardiac transplantation. *Am J Cardiol* 1987; 59: 892-894.
29. Loperfido F, Biassucci LM, Pennestri F, Laurenzi F, Gimigliano F, Vigna C et al. Pulsed Doppler echocardiographic analysis of mitral regurgitation after myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1986; 58: 692-697.
30. Izumi S, Miyatake K, Beppu S, Park YD, Nagata S, Kinoshita N et al. Mechanism of mitral regurgitation in patients with myocardial infarction: a study using real-time two-dimensional Doppler flow imaging and echocardiography. *Circulation* 1987; 76: 777-785.
31. Nakataru S, Beppu S, Miyatake K, Nimura Y. Left ventricular function and the relationship between left atrial pressure and early diastolic filling velocity in dog. *Cardiovasc Res* 1992; 26: 109-114.