

## Editorial

## Flujo diastólico ventricular derecho e izquierdo: ¿por qué son bajos los gradientes de presión intraventricular medidos?

## Right and Left Ventricular Diastolic Flow Field: Why Are Measured Intraventricular Pressure Gradients Small?

Ares Pasipoularides\*

Department of Surgery, Duke University School of Medicine, Durham, Carolina del Norte, Estados Unidos

Historia del artículo:

On-line el 2 de noviembre de 2012

*En otras palabras, el significado de una acción antagonista incluye necesariamente el significado de la otra...*

Jean-Paul Sartre, 1960.

El llenado diastólico ventricular derecho e izquierdo (VD/VI) comporta un flujo que cambia rápidamente en una cámara cuya geometría sufre cambios temporales en su tamaño y en su forma; el VD es la cavidad para la que es más difícil elaborar un modelo analíticamente, puesto que tiene un aspecto triangular al examinarlo desde la parte frontal, y muestra cortes transversales irregulares de forma semilunar<sup>1</sup>. En consecuencia, la dinámica de fluidos diastólica en situación de salud y de enfermedad plantea grandes dificultades<sup>2</sup>. De igual modo, las anomalías de llenado ventricular diastólicas y la disfunción diastólica son componentes importantes de la insuficiencia cardiaca, que se reconocen en la actual Clasificación Internacional de Enfermedades (CIE-10, códigos I50.30-33). Actualmente se considera en general que la importancia clínica de la disfunción diastólica es de largo alcance<sup>3</sup>.

Sin embargo, el hecho de que el llenado VD/VI dependa de un gran número de factores e interacciones hace que su evaluación y valoración clínica resulten difíciles. En este breve artículo, me centraré en conceptos cardiodinámicos que tienen importancia clínica en relación con las interacciones de los mecanismos de dinámica de fluidos subyacentes a los patrones de llenado intracardiaco<sup>1,4-7</sup>. Estas interacciones son la causa de que los gradientes transvalvulares de presión de llenado auriculoventricular e intraventricular mensurables sean pequeños.

#### GRADIENTE DE PRESIÓN DE EYECCIÓN INTRAVENTRICULAR: COMPONENTE INTRÍNSECO DE LA CARGA VENTRICULAR DERECHA/VENTRICULAR IZQUIERDA SISTÓLICA TOTAL

Durante las últimas dos décadas se han realizado trabajos sustanciales para simular los flujos de eyección ventricular en

\* Autor para correspondencia: Department of Surgery, Duke University Medical Center, HAFS - 7th floor, DUMC 3704, NC 27710, Estados Unidos.

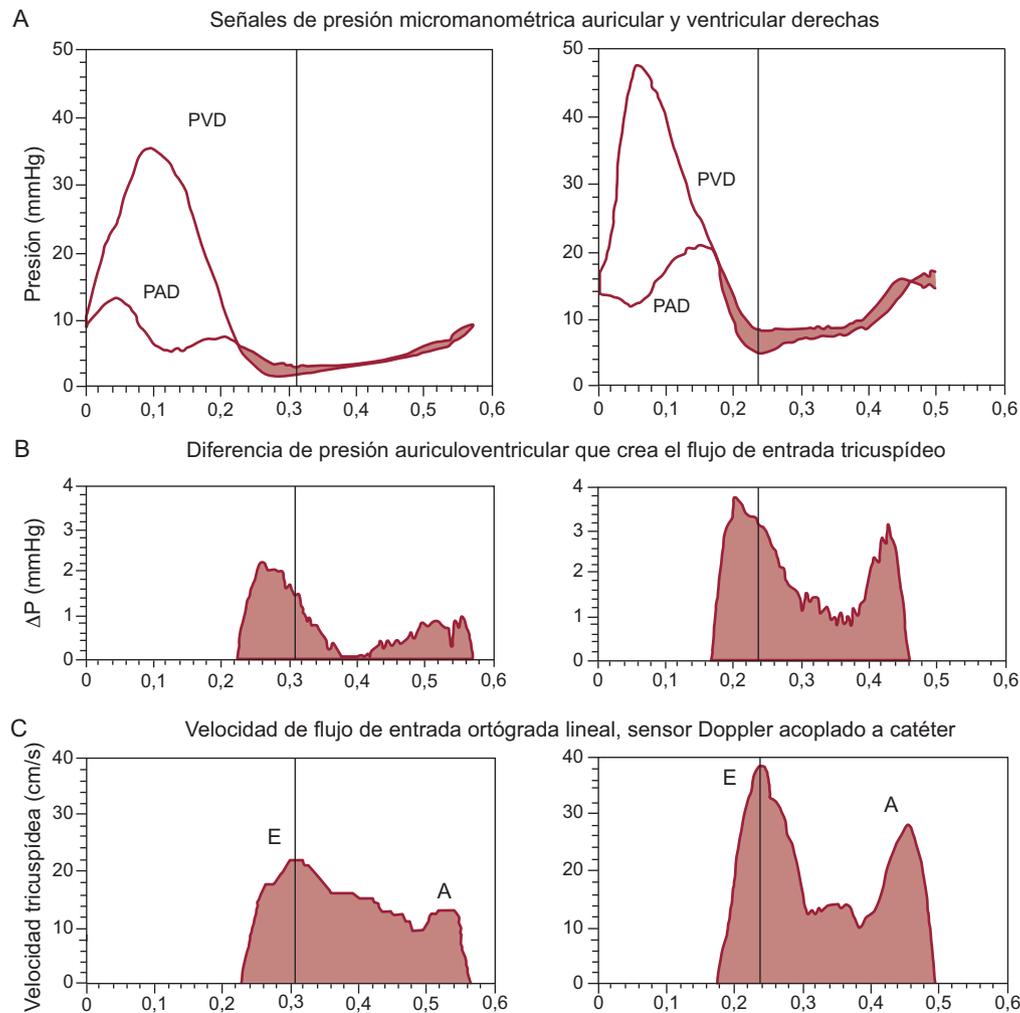
Correo electrónico: apasipou@duke.edu

estados de salud y de enfermedad empleando aproximaciones geométricas, como los modelos de cámara elipsoide y cilíndrica, y con geometrías dinámicas realistas basadas en datos de exploraciones de imagen digitales de animales de experimentación o de pacientes individuales<sup>2</sup>. Estas simulaciones de dinámica de fluidos computacional revolucionarias han complementado los estudios de cateterismo cardiaco clínico que han puesto de manifiesto la existencia de gradientes de presión de eyección transvalvulares e intraventriculares elevados y han revelado sus mecanismos causales. Estos mecanismos comportan generalmente<sup>2,8,9</sup> aceleraciones y deceleraciones del flujo intraventricular de tipo convectivo (la velocidad cambia con el cambio de posición de las partículas de fluido existentes en el flujo) y de tipo local (la velocidad cambia con el paso del tiempo en cualquier punto concreto del flujo). En circunstancias o estados especiales<sup>9</sup>, las pérdidas por viscosidad (rozamiento) pueden ser, también, importantes.

Partiendo de estos trabajos, he propuesto que el gradiente de presión de eyección intraventricular es el componente intrínseco de la carga ventricular sistólica total, que actúa conectado en serie con el componente extrínseco que incluye la onda de presión de eyección de la raíz aórtica<sup>9</sup>. En trabajos posteriores realizados en el Hospital Universitario Gregorio Marañón de Madrid se ha demostrado que, en circunstancias ordinarias que comportan sólo efectos de viscosidad menores, se puede medir los gradientes de presión de eyección intraventricular procesando los datos de Doppler-color en modo B<sup>10,11</sup>.

#### GRADIENTES DE PRESIÓN INTRAVENTRICULAR DURANTE LA DIÁSTOLE

En 1979, los estudios pioneros de la *Duke University*<sup>12</sup> pusieron de manifiesto, en perros conscientes con instrumentación crónica, un gradiente de presión de llenado inicial intraventricular izquierdo micromanométrico de 2-5 mmHg. Otras mediciones VD/VI en animales y clínicas, realizadas en diversas condiciones en ausencia de estenosis valvular, han confirmado la existencia de unos gradientes de presión diastólica auriculoventricular e intraventricular de magnitud variable<sup>1,2,4-7,13-15</sup>. En las



**Figura 1.** A: presiones auriculoventriculares transvalvulares del lado derecho. B: diferencia de presión transvalvular auriculoventricular. C: velocidad del flujo de entrada tricuspídeo. Estas medidas fueron obtenidas de un perro experimental con un catéter cardíaco derecho multisensor, aproximadamente 30 min (izquierda) después de una insuficiencia tricuspídea creada quirúrgicamente y 1 semana más tarde (derecha). Obsérvense los niveles de presión y la «onda v en cañón» auricular. A la velocidad máxima del flujo de entrada tricuspídeo (líneas finas verticales), la diferencia de presión transvalvular ( $\Delta P$ ) ha descendido ya notablemente respecto a su valor máximo. E y A indican las ondas E y A del flujo de entrada diastólico. PAD: presión auricular derecha; PVD: presión ventricular derecha. Adaptado, con ligeras modificaciones, de Pasipoularides et al<sup>5</sup>.

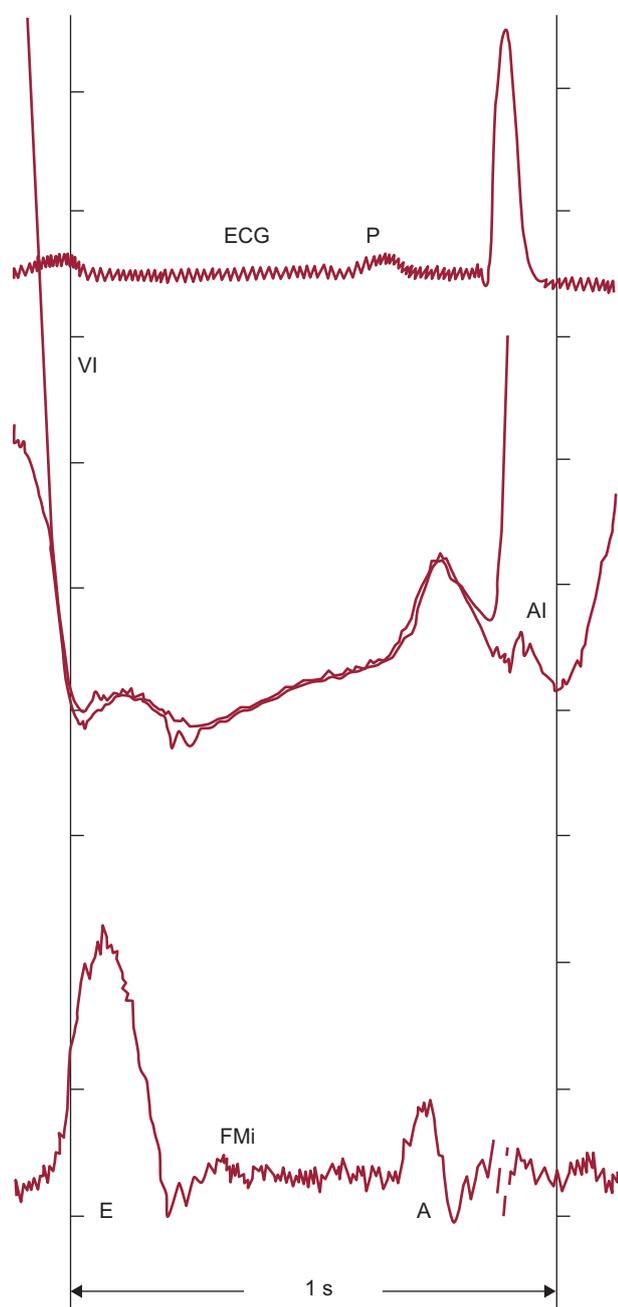
figuras 1 y 2 se presentan ejemplos representativos de la evolución temporal de los gradientes de presión diastólica auriculoventricular, obtenidos mediante catéteres multisensores específicamente diseñados (Millar Instruments; Houston, Texas, Estados Unidos), colocados con guía fluoroscópica de tal manera que el micromanómetro proximal estuviera exactamente en el plano del anillo de la válvula auriculoventricular (tricuspídeo y mitral en las figs. 1 y 2, respectivamente) y el distal a una distancia de 5 cm, en la punta del catéter, cerca del vértice cardíaco; se colocó un velocímetro Doppler 3 cm proximal al micromanómetro de la punta<sup>2</sup>. Las investigaciones detalladas sobre la evolución temporal de las diferencias de presión transvalvular tricuspídea pusieron de relieve<sup>2,5</sup> que tienen características dinámicas, con una evolución temporal relacionada con la velocidad de flujo de entrada pulsátil, de modo similar a lo descrito por Isaaq<sup>16</sup> para la reducción de la presión transvalvular mitral.

#### EXPLORACIONES DE IMAGEN FUNCIONALES DE LOS GRADIENTES INTRAVENTRICULARES

En general, las mediciones realizadas en el cateterismo se limitan a cantidades generales (como «presión del VI») o a valores obtenidos en un pequeño número de puntos en el espacio y el tiempo. Es

imposible obtener a través de catéteres multisensor (micromanométricos/velocimétricos) las distribuciones espaciotemporales de alta densidad de la velocidad y la presión diastólica. Para obtener estos datos de alta densidad, nuestro grupo del *Cardiac Surgical Research Laboratory* de la *Duke University* y el *Duke/NSF Center for Emerging Cardiovascular Technologies* desarrollaron el método de exploración de imagen funcional para el estudio de los flujos de sangre intracardiacos.

La técnica de imagen funcional permite el movimiento (contracción o expansión) de la superficie interna ventricular (endocárdica) para impulsar el flujo durante la eyección o el llenado, y hace posibles las simulaciones y evaluaciones de los flujos intracardiacos específicas para un paciente. La validación y la aplicación clínica del método se ven facilitadas por los notables avances que se han producido en las modalidades de técnicas de imagen cardíacas no invasivas<sup>1,2,17-19</sup>. Las técnicas de imagen digitales permiten la obtención clínica de imágenes de alta calidad que describen la anatomía y la función cardíacas de manera dinámica; estas imágenes aportan datos geométricos espaciotemporales operativos de alta resolución para las simulaciones de flujo en pacientes individuales o en animales de experimentación. Las técnicas de imagen funcionales combinan los modelos geométricos de las cámaras cardíacas durante todo el ciclo cardíaco con un



**Figura 2.** Relaciones flujo-presión transmitral en reposo, obtenidas con un catéter cardiaco izquierdo multisensor durante todo el llenado diastólico en un paciente en decúbito supino, evaluado por un dolor torácico, en el que se observó una función ventricular normal. La aceleración del flujo de entrada mitral se asocia a un gradiente de presión auriculoventricular favorable y la deceleración, a un gradiente adverso. El flujo de entrada mitral se inicia con un componente pequeño debido a la reducción de la carga del aparato valvular mitral cuando la presión ventricular izquierda disminuye durante la relajación isovolumétrica. AI: presión auricular izquierda; E y A: ondas E y A de flujo de entrada diastólico; ECG: electrocardiograma; FMI: velocidad de flujo de entrada mitral; VI: presión ventricular izquierda. Adaptado con ligeras modificaciones, de Pasipoularides<sup>2</sup>, con permiso de PMPH-USA.

análisis computacional del flujo. El campo de flujo intraventricular se calcula durante las fases sucesivas del ciclo cardiaco incorporando la geometría dinámica de la pared a las ecuaciones de Navier-Stokes que rigen el flujo<sup>2</sup>.

Los gradientes de presión diastólica intraventricular del VD instantáneos son menores<sup>2,5,15</sup> que los del VI, y generalmente no se puede medirlos directamente de manera fiable ni siquiera

con un catéter micromanométrico. Las técnicas de imagen funcional<sup>1,2,4-6</sup> han aportado información importante sobre la conducta del flujo dinámico diastólico del VD, que antes era inaccesible. Al permitir un fraccionamiento analítico del gradiente intraventricular instantáneo total en sus diversos componentes, ha aportado una gran perspectiva respecto a la dinámica de fluidos diastólica, con importantes consecuencias clínicas en cuanto a la cámara VD/VI normal o en insuficiencia (dilatada). Resulta instructivo analizar a continuación las distribuciones instantáneas de la presión a lo largo del eje de flujo de la cámara en la diástole. Se puede consultar información adicional sobre la interrelación de los efectos de aceleración convectiva y local en los campos de flujo diastólico intraventricular VD/VI no uniformes espacialmente y con una gran dependencia del tiempo, y también sobre las características de estabilidad complicadas, en publicaciones que se revisan aquí<sup>1,2,4-6,20</sup>.

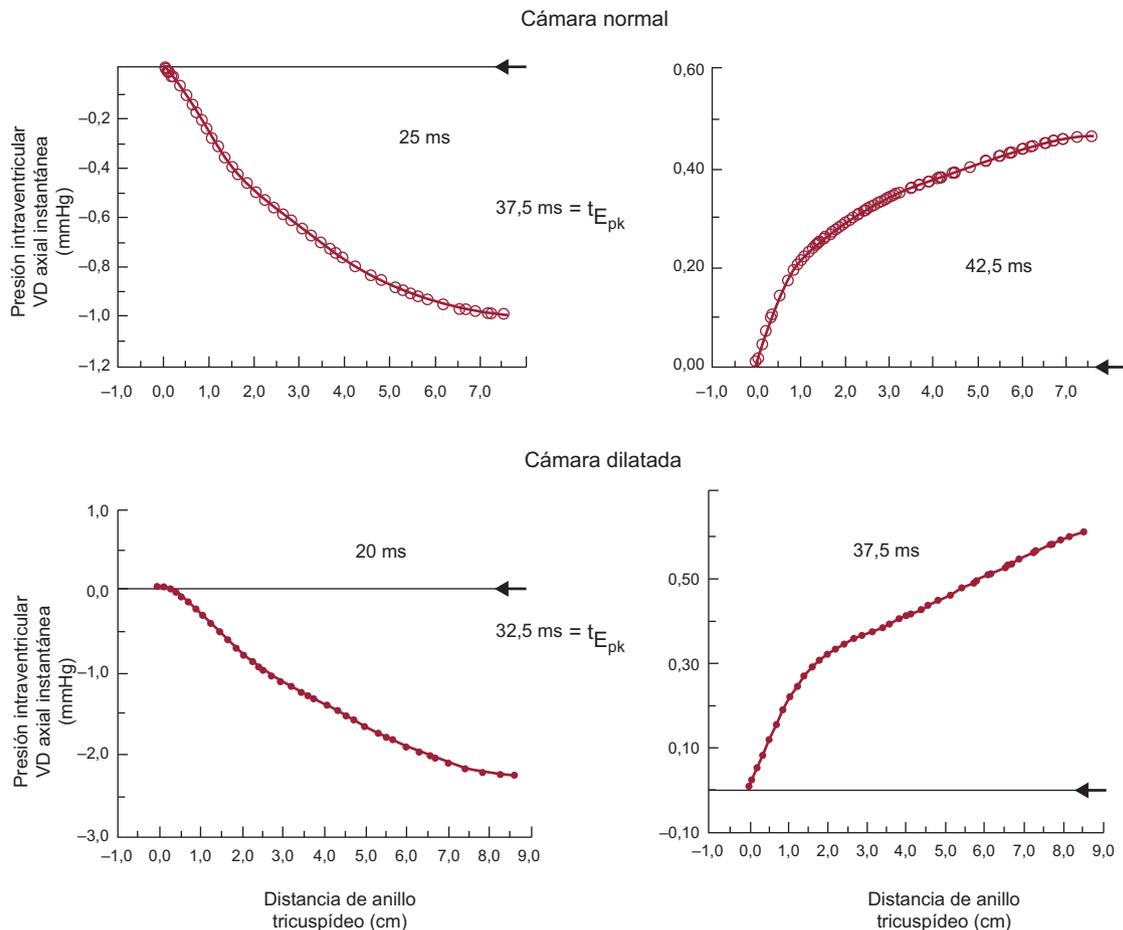
### COMPONENTES DE ACELERACIÓN LOCAL Y CONVECTIVA DEL GRADIENTE DE PRESIÓN DIASTÓLICA

Los puntos discretos a lo largo del eje de la cámara del VD muestran diferentes patrones de valores de presión en cualquier momento dado durante el llenado, tal como se muestra en la figura 3; también es de aplicación una dinámica conceptualmente comparable al llenado de la cámara del VI. Para situar los datos de la figura 3 en una perspectiva adecuada, debe considerarse que, según la obra de Braunwald *Heart disease*, 6.<sup>a</sup> edición (p. 1690), el diagnóstico de la estenosis tricuspídea requiere un gradiente medio auriculoventricular (mediante catéter lleno de líquido) de sólo 2 mmHg, y que un gradiente medio de 5 mmHg se asocia a una congestión venosa sistémica manifiesta.

La aceleración es una medida de la rapidez de cambio de la velocidad. Si el vector de velocidad de un campo de flujo cambia con la localización y con el tiempo, la aceleración instantánea total de las partículas de fluido puede deberse a los cambios de velocidad tanto respecto al espacio como respecto al tiempo. Los correspondientes componentes son la aceleración convectiva y la local, respectivamente. Con la excepción del tiempo de flujo de entrada volumétrico máximo cuando se extingue la aceleración local, tanto el componente local como el convectivo tienen una contribución individual al gradiente de presión total determinado en el curso de las ondas E y A y durante toda la diástole.

Dado que la aceleración positiva (velocidad creciente) se asocia a una caída de la presión en la dirección del flujo, el componente de aceleración local ( $\delta v/\delta t$ ) comporta una disminución de la presión del orificio de entrada del flujo hacia el vértice cardiaco durante la fase de ascenso de la onda E. Sin embargo, al mismo tiempo, la velocidad del flujo ( $v$ ) se reduce del orificio de entrada del flujo hacia las paredes de la cámara en expansión (deceleración convectiva), debido a que el flujo transversal se expande. El gradiente de presión total (medido) es, pues, la suma algebraica de una disminución de la presión a la que contribuyen la aceleración local (proporcional a  $\delta v/\delta t$ ) y el aumento de la presión producido por la deceleración convectiva (proporcional a  $v^2$ ).

Volviendo a la figura 3, a los 25 ms del inicio del ascenso de la onda E en una cámara normal y a los 20 ms en una cámara dilatada (paneles de la izquierda), predomina por completo el efecto de la aceleración local, ya que los valores de  $v$  y también de  $v^2$  continúan siendo bajos; esto da lugar a una disminución monótona de la presión desde el anillo de entrada del flujo hacia el vértice cardiaco, es decir, un gradiente de presión de aceleración que se refleja en la parte de ascenso de la onda E. A los 5 ms del pico de la onda E ( $t_{epk}$ ) tanto en la cámara normal como en la dilatada (paneles de la derecha), la distribución de presión se transforma de un gradiente de presión axial del flujo de entrada



**Figura 3.** Se muestra la descomposición axial del gradiente total de presión instantáneo entre el anillo tricúspideo y el vértice cardiaco en una cámara de ventrículo derecho (VD) normal y en una dilatada, antes (paneles de la izquierda) y poco después (paneles de la derecha) del momento del pico ( $t_{E_{pk}}$ ) de la onda E. En  $t_{E_{pk}}$ , la distribución de presión se transforma de un gradiente favorable (disminución de la presión en sentido distal) a un gradiente adverso (aumento de la presión en sentido distal). Las puntas de flecha del margen derecho de cada panel indican el nivel de presión cero en el anillo tricúspideo. Obsérvense las diferentes escalas de presión aplicadas en cada gráfico.

favorable (aceleración) a uno adverso en dirección apical (es decir, deceleración). Durante la onda A es aplicable una dinámica conceptualmente similar<sup>2,5</sup>.

### ¿POR QUÉ SON PEQUEÑOS LOS GRADIENTES DE PRESIÓN DE LLENADO INTRAVENTRICULAR MEDIDOS?

Antes de nuestros estudios de imagen funcionales<sup>1,2,4-6</sup> de los que se extrajeron los datos de la figura 3, no se había evidenciado ni comentado el aumento de la presión intraventricular convectiva —demostrada en esa figura— durante la fase inicial de descenso de la onda E. Esto tiene consecuencias cruciales para la hemodinámica cardiaca diastólica. Dado que durante el ascenso de la onda E el gradiente de presión total medido del flujo intraventricular es la suma algebraica de la disminución de la presión aportada por la aceleración local y el aumento de presión aportado por la deceleración convectiva, los dos componentes se oponen el uno al otro, es decir, son antagonistas. Esta acción parcialmente compensadora<sup>5</sup> es lo que subyace a la especial pequeñez de los gradientes intraventriculares iniciales medidos con micromanómetro, que contrastan con la prominencia del gradiente inicial de eyección intraventricular micromanométrico.

El aumento de la presión de tipo convectivo entre el orificio del flujo de entrada y la superficie interna de la cámara se atiene a la conocida ecuación de Bernoulli. En principio, tiene el mismo

mecanismo causal que la recuperación de la presión que ahora conocemos en la estenosis valvular aórtica, distalmente a la contracción venosa, al expandirse el chorro en la aorta ascendente<sup>8,9,21,22</sup>. La presión en sentido distal puede tener una recuperación muy marcada conjuntamente con la disminución de la velocidad lineal y, por lo tanto, de la energía cinética del flujo, tal como exige el principio de Bernoulli. Como se ha señalado en la literatura internacional<sup>21,22</sup>, la recuperación de la pérdida de presión en sí fue un hallazgo del cateterismo que no se había descrito anteriormente cuando presenté la primera evidencia micromanométrica/analítica de que podía producirse en la aorta ascendente de los pacientes con estenosis aórtica<sup>9</sup>.

En el  $t_{E_{pk}}$ , el componente de aceleración local se desvanece y el gradiente de presión total es convectivo y adverso; el flujo anterógrado se mantiene transitoriamente durante un breve periodo posterior por la acción del momento de inercia creado antes. En el descenso que se produce luego de la onda E inicial, el gradiente de presión intensamente desfavorable (fig. 3, derecha) es la suma de los aumentos de presión adversos a lo largo del trayecto del flujo como consecuencia de la deceleración tanto del flujo local como de la convectiva. Poco después del inicio del descenso de la onda E, el gradiente de presión general adverso causa una separación del flujo y el inicio de una recirculación con un anillo de torbellino alrededor del chorro del flujo de entrada central<sup>2,4,5</sup>. Esto impide que se produzca el aumento de presión convectivo, ya que el torbellino desvía la energía cinética del chorro de entrada

hacia energía cinética del torbellino; dicha energía se disipa en última instancia en forma de calor<sup>2,4,5,20</sup>. Para la onda A es aplicable una dinámica similar. Así pues, los gradientes de presión intraventricular VD/VI diastólica medidos en el cateterismo cardiaco son bajos<sup>2</sup>.

Por el contrario, durante la eyección sistólica, a lo largo del ascenso de la onda de velocidad, los efectos de la aceleración convectiva y local van en el mismo sentido, con lo que de hecho se refuerzan la una a la otra<sup>2,9</sup>. Estas interacciones diferentes de los dos componentes principales del gradiente de presión total diastólica y sistólica medidos con catéteres micromanométricos subrayan la existencia de un gradiente intraventricular total mucho más prominente durante el ascenso de la onda de eyección en comparación con el ascenso de la onda E de llenado, sobre todo en situaciones hiperdinámicas, como las que se dan durante el ejercicio, cuando tanto el componente de aceleración convectiva (proporcional a  $v^2$ ) como el de aceleración local (proporcional a  $\delta v/\delta t$ ) de los gradientes medidos están aumentados<sup>2</sup>.

## CONCLUSIONES

Los estudios de cateterismo cardiaco con multisensores micromanométricos/velocimétricos en pacientes y en animales de experimentación han puesto de manifiesto la presencia de gradientes de presión de llenado intraventriculares VD/VI diastólicos mensurables pero pequeños. Esta breve revisión aclara las razones que subyacen a esos valores bajos observados. Durante el ascenso de la onda E, el gradiente de presión total medido del flujo intraventricular es la suma algebraica de dos componentes opuestos que actúan en la dirección del flujo: una disminución de la presión causada por la aceleración local (la rapidez de aumento de la velocidad a lo largo del tiempo en un punto dado del flujo) y un aumento de la presión producido por la deceleración convectiva (la rapidez de disminución de la velocidad a causa del cambio de posición de las partículas de fluido que se encuentran en el flujo). El aumento de presión convectivo entre el orificio del flujo de entrada y la superficie interna de la cámara tiene el mismo mecanismo causal que la recuperación de la pérdida de presión conocida de la estenosis valvular aórtica, distal a la contracción venosa, puesto que el chorro se expande en la aorta ascendente. En el momento de flujo de entrada máximo, el gradiente de presión total es convectivo y adverso; el flujo anterógrado se mantiene transitoriamente durante un breve periodo posterior por la acción del momento de inercia creado antes. En el descenso de la onda E, las deceleraciones local y convectiva son concordantes y contribuyen a producir un gradiente de presión fuertemente adverso en la dirección del flujo; esto induce una separación del flujo de entrada de las paredes de VD/VI en expansión y la aparición de una recirculación (un torbellino en anillo). Esto impide que se produzca el aumento de presión convectivo de Bernoulli, ya que el torbellino de llenado desvía la energía cinética del flujo de entrada hacia energía del torbellino que finalmente se disipa en forma de calor. Para la onda A es aplicable una dinámica similar. Por consiguiente, los gradientes micromanométricos de VD/VI diastólicos intraventriculares medidos en el cateterismo cardiaco son pequeños.

## FINANCIACIÓN

Los estudios de mi laboratorio que se presentan aquí contaron con financiación para la investigación del *National Heart, Lung, and*

*Blood Institute*, subvención R01 NIH 50446; la *National Science Foundation*, subvención CDR 8622201, y el *North Carolina Supercomputing Centre/Cray Research*.

## CONFLICTO DE INTERESES

Ninguno.

## BIBLIOGRAFÍA

- Pasipoularides A, Shu M, Womack MS, Shah A, Von Ramm O, Glower DD. RV functional imaging: 3-D Echo-derived dynamic geometry and flow field simulations. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2003;284:H56-65.
- Pasipoularides A. Heart's vortex: intracardiac blood flow phenomena. Shelton: People's Medical Publishing House; 2010.
- Anguita Sánchez M, Pineda SO. Diagnóstico y tratamiento de la insuficiencia cardíaca diastólica. *Rev Esp Cardiol*. 2004;57:570-5.
- Pasipoularides A, Shu M, Shah A, Womack MS, Glower DD. Diastolic right ventricular filling vortex in normal and volume overload states. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2003;284:H1064-72.
- Pasipoularides A, Shu M, Shah A, Tucconi A, Glower DD. RV instantaneous intraventricular diastolic pressure and velocity distributions in normal and volume overload awake dog disease models. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2003;285:H1956-68.
- Pasipoularides A. Analysis of vortex flow imaging in normal and dysfunctional RV's. American Society of Echocardiography 22nd Annual Scientific Sessions, Montreal, 2011. EE02d - Flow Vortex Imaging [citado 1 Ago 2012]. Disponible en: <http://www.prolibraries.com/ase/?select=session&sessionID=3049>
- Mirsky I, Pasipoularides A. Clinical assessment of diastolic function. *Prog Cardiovasc Dis*. 1990;32:291-318.
- Pasipoularides A, Murgo JP, Bird JJ, Craig WE. Fluid dynamics of aortic stenosis: mechanisms for the presence of subvalvular pressure gradients. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 1984;246:H542-50.
- Pasipoularides A. Clinical assessment of ventricular ejection dynamics with and without outflow obstruction. *J Am Coll Cardiol*. 1990;15:859-82.
- Yotti R, Bermejo J, Antoranz JC, Rojo-Alvarez JL, Allue C, Silva J, et al. Noninvasive assessment of ejection intraventricular pressure gradients. *J Am Coll Cardiol*. 2004;43:1654-62.
- Yotti R, Bermejo J, Desco MM, Antoranz JC, Rojo-Alvarez JL, Cortina C, et al. Doppler-derived ejection intraventricular pressure gradients provide a reliable assessment of left ventricular systolic chamber function. *Circulation*. 2005;112:1771-9.
- Ling D, Rankin JS, Edwards CH, McHale PA, Anderson RW. Regional diastolic mechanics of the left ventricle in the conscious dog. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 1979;236:H323-30.
- Courtois MA, Kovács Jr SJ, Ludbrook PA. Transmitral pressure-flow velocity relation: importance of regional pressure gradients in the left ventricle during diastole. *Circulation*. 1988;78:661-71.
- Little WC. Diastolic dysfunction beyond distensibility; adverse effects of ventricular dilatation. *Circulation*. 2005;112:2888-90.
- Cortina C, Bermejo J, Yotti R, Desco MM, Rodríguez-Pérez D, Antoranz JC, et al. Noninvasive assessment of the right ventricular filling pressure gradient. *Circulation*. 2007;116:1015-23.
- Isaac K. A theoretical model for the noninvasive assessment of the transmitral pressure-flow relation. *J Biomechan*. 1992;25:581-90.
- Rojo-Alvarez JL, Bermejo J, Rodríguez-González AB, Martínez-Fernández A, Yotti R, García-Fernández MA, et al. Impact of image spatial, temporal, and velocity resolutions on cardiovascular indices derived from color-Doppler echocardiography. *Med Image Anal*. 2007;11:513-25.
- Bermejo J, Antoranz JC, Yotti R, Moreno M, García-Fernández MA. Spatio-temporal mapping of intracardiac pressure gradients. A solution to Euler's equation from digital postprocessing of color Doppler M-mode echocardiograms. *Ultrasound Med Biol*. 2001;27:621-30.
- Yotti R, Bermejo J, Antoranz JC, Desco MM, Cortina C, Rojo-Alvarez JL, et al. A noninvasive method for assessing impaired diastolic suction in patients with dilated cardiomyopathy. *Circulation*. 2005;112:2921-9.
- Pasipoularides A. LV twisting-and-untwisting in HCM: ejection begets filling Diastolic functional aspects of HCM. *Am Heart J*. 2011;162:798-810.
- Laskey WK, Kussmaul WG. Pressure recovery in aortic valve stenosis. *Circulation*. 1994;89:116-21.
- Schöbel WA, Voelker W, Haase KK, Karsch K-R. Extent, determinants and clinical importance of pressure recovery in patients with aortic valve stenosis. *Eur Heart J*. 1999;20:1355-63.