

El valor del orificio regurgitante en la cuantificación de la válvula insuficiente

Miguel Rivera

Centro de Investigación. Hospital La Fe. Valencia. España.

Un objetivo recurrente en el trabajo diario del cardiólogo clínico es la cuantificación del grado de regurgitación de los pacientes con insuficiencia valvular. La importancia que tiene con vistas a establecer la indicación quirúrgica^{1,2} y también para poder dar un pronóstico de pacientes con varios tipos de enfermedades cardiovasculares^{3,4} hacen irrenunciable el intento de afinar al máximo la medida del flujo regurgitante en estos enfermos. Con este fin se han utilizado, a lo largo de la historia reciente, varios signos clínicos y métodos invasivos y no invasivos⁵.

La introducción, ya hace varios años, del mapa Doppler codificado en color posibilitó la visualización de los flujos cardiacos. Los distintos tipos de flujos que se pueden encontrar en las cavidades cardiacas, flujo anterógrado normal, flujo a través de cortocircuitos y flujo de los *jets* de regurgitación, tienen características diferentes. El estudio de los *jets* de regurgitación presenta, desde esta perspectiva, una importancia diagnóstica y pronóstica evidente. Sin embargo, las esperanzas de que mediante la utilización de esta técnica sería relativamente sencillo medir las lesiones regurgitantes⁶ quedaron pronto defraudadas. Todos los métodos utilizados para medir la severidad de las regurgitaciones valvulares mediante la medición del chorro o los intentos de reconstruir el *jet* a partir de varios planos han mostrado limitaciones⁷. Ha quedado claro que la apariencia de los *jets* turbulentos depende de factores distintos del flujo de regur-

gitación y es conocida la influencia de las condiciones técnicas de ajuste, la presión diferencial y lo que se ha denominado comportamiento como *jets* de pared⁸. Hidrodinámicamente son magnitudes intrínsecamente diferentes porque el chorro regurgitante incluye fluido añadido perteneciente a la cámara receptora y su cantidad depende de la diferencia de presión para un cierto volumen regurgitante.

De todas maneras, la utilización clínica de la medida semicuantitativa del flujo regurgitante que permite el análisis del *jet*, incluso por la simple estimación visual, tiene una vigencia innegable y resiste la comparación con métodos mucho más refinados^{9,10}. De esta manera, sigue siendo el método más comúnmente utilizado en nuestro entorno y se emplea no sólo para una rápida valoración del enfermo valvular, sino también para establecer un pronóstico, usándose en este sentido tanto la medida de las dimensiones del *jet* como la ya citada estimación visual, en la que el operador integra en el proceso de evaluación una serie de datos ya conocidos.

Por otra parte, trabajos teóricos sobre el comportamiento de los fluidos y la necesidad de una aproximación cuantitativa (una medida más fina y fiable) llevaron al estudio de 2 nuevos métodos de medida del flujo regurgitante: el análisis del *momentum* y el método del flujo convergente^{11,12}. Ambas técnicas permiten el cálculo del flujo máximo, el flujo regurgitante/latido y el flujo regurgitante. Una vez más, hay que mencionar que, en todos estos casos, los cálculos reflejan no solamente la gravedad de la lesión valvular, sino también la situación hemodinámica del paciente en ese momento, que puede mostrarse variable.

El *momentum* es el parámetro físico que describe mejor el comportamiento de un *jet*⁹. Para calcularlo se han utilizado 2 vías. La primera⁸ utiliza la propiedad de la similaridad dinámica del chorro. El método tiene dificultades intrínsecas de aplicación práctica, la primera de las cuales, la respiración, puede superarse. En segundo lugar hemos de hacer mención al fenómeno de los flujos intrínsecos que actúan sobre la zona de medición, y en tercer lugar, existe la dificultad práctica de alinear perfectamente el haz de Doppler con la ve-

VÉASE ARTÍCULO EN PÁGS. 1019-25

Correspondencia: Dr. M. Rivera.
Centro de Investigación. Hospital La Fe.
Avda. Campanar, 21. 46009 Valencia. España.
Correo electrónico: jmrivera@comv.es

locidad central del *jet*, a lo que contribuye el movimiento cardiaco y las turbulencias. Más insuperables parecen el cálculo de U_m (velocidad central del *jet*) y, en el caso de los *jets* de pared, que constituyen un número considerable de enfermos, la circunstancia de la transferencia precoz del *momentum* antes de su completo desarrollo, que lo hace incuantificable.

La segunda vía de cuantificación del *momentum* en la que la información de velocidad codificada en los píxeles tiene un peso proporcional, en contraposición con el sistema binario, calcula el *momentum* como $M = 2\pi \int r u(r)^2 dr$, en la que u es la velocidad media y r la distancia perpendicular de un punto al centro del *jet*. Sin embargo, este método, perfectamente estructurado, tropieza con varios problemas de aplicación, entre los que podemos destacar lo difícil que resulta analizar las coordenadas de todos los píxeles, la deficiente resolución lateral, temporal y espacial de los aparatos disponibles en el mercado, además de la indefinición en los alrededores de la zona de *aliasing*.

Llegamos finalmente a un método cuantitativo que puede aplicarse en este momento en el ámbito clínico a cualquier tipo de *jet* y que no necesita tecnología adicional. Por otra parte, la Sociedad Americana de Ecocardiografía publicó en 2003 nuevas recomendaciones para la estimación de la severidad de las lesiones valvulares mediante ecocardiografía bidimensional y Doppler, que lo incluía como un parámetro útil para la evaluación de la insuficiencia mitral. El principio que rige el fenómeno de la aceleración proximal^{12,13} está recogido en los tratados de hidrodinámica, que establecen que el flujo se aproxima a un orificio puntual en una superficie plana como una serie de isolíneas hemisféricas con superficie progresivamente menor y velocidad progresivamente mayor. En estas circunstancias, y mediante la aplicación del principio de conservación de masa, el flujo instantáneo a través del orificio puede calcularse como el producto de la velocidad de una de esas isolíneas por su superficie. A partir de aquí, en la década de los noventa se introdujo el concepto de orificio regurgitante^{14,15}, a partir del cual, de una manera similar a lo que sucede en el caso de la estenosis valvular, calcularíamos la magnitud de la lesión valvular regurgitante de una manera relativamente independiente de la situación hemodinámica. Esta interesante idea tiene evidentes consecuencias clínicas y quirúrgicas, y aun hoy en día presenta un valor conceptual innegable que da origen a estimables aportaciones, que enriquecen el conjunto y abren nuevas posibilidades de cálculo y seguimiento¹⁶. Su medida resulta sencilla y su correlación con la fracción de regurgitación, tanto en la válvula mitral como en la válvula tricúspide, es excelente, habiéndose probado también una estabilidad superior a las medidas de volumen para el seguimiento clínico de los pacientes¹⁵.

Sin embargo, hay problemas inherentes al método que sustenta el cálculo del orificio regurgitante y entre

ellos destaca la geometría local de la válvula, que en muchos casos se aleja de la que describe la teoría del flujo convergente y no nos encontramos con una superficie plana, sino con una base distorsionada que afecta al resultado del desarrollo del método y que exigiría un cambio en la constante 2π , para reflejar el ángulo que la sustenta. Otro problema que se debe tener en cuenta es que en los modelos teóricos primitivos no se asignó viscosidad al fluido, pero sabemos que la sangre tiene una viscosidad finita que puede inducir a la formación de estratos marginales que pueden distorsionar la morfología hemisférica de las líneas de iso-velocidad. Además, y aunque desde el punto de vista de los ajustes técnicos se acepta que la zona de flujo convergente resulta poco afectada por los ajustes en el aparato de eco, si lo comparamos con la zona turbulenta de regurgitación, se ha descrito un efecto distorsionante que produce el uso de una baja frecuencia de repetición de impulsos, que tiende a subestimar el flujo calculado. Hoy día también se sabe que, al descender la línea de *aliasing* de los filtros de pared de alta frecuencia, se hace desaparecer las velocidades bajas del mapa codificado y se sobrestiman las velocidades representadas. Aun así, y después evaluar todos estos factores, algunos de los cuales se compensan al obtener el resultado, se ha probado sobradamente que el método funciona de manera exitosa cuando se compara con los otros patrones disponibles.

En este número de REVISTA ESPAÑOLA DE CARDIOLOGÍA, Moya et al¹⁷, que tienen una amplia y fructífera trayectoria en el estudio y la utilización del método de la aceleración proximal aplicado a la regurgitación de la válvula mitral, abordan un aspecto que quizá es determinante en la infrautilización de este tipo de análisis en la práctica clínica. Se trata de la supuesta dificultad para su desarrollo que, aunque hoy día se encuentra definitivamente superada al incluir muchos aparatos de eco-Doppler el software necesario para un cálculo sencillo y rápido del flujo, todavía se arrastra en las mentes de muchos ecocardiografistas y no facilita que el método logre la difusión que a nuestro juicio merece. Para ello, y sacrificando su valor cuantitativo intrínseco, lo utilizan de modo semicuantitativo, probando su utilidad y fiabilidad en el ámbito clínico y, además (lo que lo hace especialmente interesante), consiguiendo un ahorro considerable de tiempo. De esta manera los autores, como ellos mismos mencionan, se adaptan también a las recomendaciones de las sociedades europeas y americanas de cardiología.

Esfuerzos como el realizado por el grupo de Moya et al¹⁷ son bienvenidos y deberían ser seguidos por una más amplia difusión de un método que ha probado suficientemente su valor en todas las pruebas teóricas y prácticas a las que ha sido sometido, pero que no acaba de alcanzar el éxito popular para el que se suponía estaba predestinado.

BIBLIOGRAFÍA

1. Griffin BP. Timing of surgical intervention in chronic mitral regurgitation: is vigilance enough? *Circulation*. 2006;113:2169-72.
2. Castedo E, Monivas V, Cabo RA, Monguio E, Montero CG, Burgos R, et al. Reparación valvular en la insuficiencia mitral crónica. *Rev Esp Cardiol*. 2005;58:864-7.
3. Amiya E, Tanabe K, Ikari Y, Nakajima Y, Hara K. Prolonged QRS duration and severity of mitral regurgitation are unfavorable prognostic markers of heart failure in patients with nonischemic dilated cardiomyopathy. *Circ J*. 2006;70:57-62.
4. Revuelta JM, Bernal JM. Insuficiencia mitral isquémica funcional: un debate abierto. *Rev Esp Cardiol*. 2005;58:327-32.
5. Gelfand EV, Hughes S, Hauser TH, Yeon SB, Goepfert L, Kissinger KV, et al. Severity of mitral and aortic regurgitation as assessed by cardiovascular magnetic resonance: optimizing correlation with Doppler echocardiography. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2006;8:503-7.
6. Omoto R, Yokote Y, Takamoto S, Kyo S, Ueda K, Asano H, et al. The development of real-time two-dimensional Doppler echocardiography and its clinical significance in acquired valvular diseases. With special reference to the evaluation of valvular regurgitation. *Jpn Heart J*. 1984;25:325-40.
7. Helmcke F, Nanda NC, Hsiung MC, Soto B, Adey CK, Goyal RG, et al. Color Doppler assessment of mitral regurgitation with orthogonal planes. *Circulation*. 1987;75:175-83.
8. Cape EG, Skoufis EG, Weyman AE, Yoganathan AP, Levine RA. A new method for noninvasive quantification of valvular regurgitation based on conservation of momentum. In vitro validation. *Circulation*. 1989;79:1343-53.
9. Rivera JM, Vandervoort PM, Vázquez de Prada JA, Mele D, Karson TH, Morehead A, et al. Which physical factors determine tricuspid regurgitation jet area in the clinical setting? *Am J Cardiol*. 1993;72:1305-9.
10. Rivera JM, Vandervoort PM, Morris E, Weyman AE, Thomas JD. Visual assessment of valvular regurgitation: comparison with quantitative Doppler measurements. *J Am Soc Echocardiogr*. 1994;7:480-7.
11. Thomas JD, Liu CM, Flachskampf FA, O'Shea JP, Davidoff R, Weyman AE. Quantification of jet flow by momentum analysis. An in vitro color Doppler flow study. *Circulation*. 1990;81:247-59.
12. Bargiggia GS, Tronconi L, Sahn DJ, Recusani F, Raisaro A, De Servi S, et al. A new method for quantitation of mitral regurgitation based on color flow Doppler imaging of flow convergence proximal to regurgitant orifice. *Circulation*. 1991;84:1481-9.
13. Rivera JM, Vandervoort PM, Thoreau DH, Levine RA, Weyman AE, Thomas JD. Quantification of mitral regurgitation with the proximal flow convergence method: a clinical study. *Am Heart J*. 1992;124:1289-96.
14. Vandervoort PM, Rivera JM, Mele D, Palacios IF, Dinsmore RE, Weyman AE, et al. Application of color Doppler flow mapping to calculate effective regurgitant orifice area. An in vitro study and initial clinical observations. *Circulation*. 1993;88:1150-6.
15. Rivera JM, Mele D, Vandervoort PM, Morris E, Weyman AE, Thomas JD. Effective regurgitant orifice area in tricuspid regurgitation: clinical implementation and follow-up study. *Am Heart J*. 1994;128:927-33.
16. Iwakura K, Ito H, Kawano S, Okamura A, Kurotobi T, Date M, et al. Comparison of orifice area by transthoracic three-dimensional Doppler echocardiography versus proximal isovelocity surface area (PISA) method for assessment of mitral regurgitation. *Am J Cardiol*. 2006;97:1630-7.
17. Moya JL, Darriba-Pollán J, García-Lledó A, Taboada D, Catalán-Sanz P, Megías-Sáez A, et al. Estimación de la severidad de la insuficiencia mitral según un método simplificado basado en el flujo de convergencia proximal. *Rev Esp Cardiol*. 2006;59:1019-25.