

Evaluación *in vitro* de las prótesis valvulares

El análisis de los datos de laboratorio y de las estadísticas clínicas existentes hoy día en la literatura mundial revelan la falta de la prótesis valvular ideal. Empero, en las últimas dos décadas se realizaron progresos asombrosos al respecto; se demostró claramente que el perfeccionamiento de los diseños, materiales utilizados y comportamiento hemodinámico de las prótesis, sumados a los adelantos diagnósticos y tratamientos quirúrgicos, revirtieron, sin lugar a dudas, la evolución natural de las valvulopatías.

En las prótesis mecánicas el uso de anticoagulantes aparece como el punto más importante, pero, a pesar de dicho tratamiento, la aparición de tromboembolismo mínimo o letal desempeña aún un rol significativo en los resultados alejados.

A la inversa, la implantación de prótesis biológicas aleja la complicación tromboembólica y evita el tratamiento de la terapia anticoagulante, pero el problema principal reside en la longevidad y calcificación en relación directa.

El estudio hemodinámico de una válvula protésica presenta tres fases de evolución.¹

Primera fase: estudio *in vitro*.

Segunda fase: experimentación animal.

Tercera fase: aplicación clínica.

En los últimos años se ha empleado tecnología sofisticada en el estudio de la evaluación *in vitro* de las prótesis valvulares.

Esta investigación cuenta en su desarrollo con tres modos de exploración:

a) Evaluación con flujo continuo (*steady flow*).

b) Evaluación con flujo pulsátil (*pulsatile flow*).

c) Test de fatiga.

Los resultados obtenidos con estos modos de exploración deben ser seguros, reproducibles, y la información obtenida, de fácil interpretación.

En la evaluación de la válvula (diseño, características de sus componentes, metal, carbón, etc.),² condiciones del test y aparatos utilizados, éstos deben especificarse en la metodología a emplear.

Con el propósito de predecir ciertas características operativas de la prótesis, antes de alcanzar la implantación *in vivo*, el test *in vitro* puede y debe ser realizado. De este modo se detectan defectos o dificultades en el diseño o en la funcionalidad y resistencia de materiales.

Toda prótesis valvular debe cumplir con tres criterios básicos: 1) durabilidad; 2) eficiencia hemodinámica y 3) biocompatibilidad.

El test *in vitro* ofrece información inicial según los siguientes parámetros.

1) *Flujo continuo* (steady flow)

Este es el más simple de los tests. La cuantificación del gradiente de presión en relación con el flujo debe corresponderse también con la geometría de la cámara de prueba. Esta última debe aproximar su geometría a la posición de la válvula (aurícula, aorta) y de esta forma tener condiciones de flujos similares a los fisiológicos. Un *flowmeter* calibrado correctamente y un manómetro son lo bastante seguros para las mediciones de flujo continuo. La diferencia de presión o gradiente debe medirse entre dos puntos de igual área de flujo para no efectuar, de este modo, cálculos de corrección.

En la actualidad se utilizan transductores de presión diferencial y *flowmeters* electromagnéticos con inscripción directa de datos; se utiliza para esto un inscriptor X-Y. Con esta tecnología es posible obtener una calibración con una seguridad y resolución de hasta 0,05 mm de Hg y 0,05 l/m.¹

La cuantificación del volumen de regurgitación es otra de las mediciones a realizar. Esta última, junto con el gradiente trasvalvular, son factores primordiales en el impacto directo sobre el trabajo del músculo cardíaco.

El estudio con flujo continuo del gradiente de una válvula es indicativo del valor del área del orificio valvular.

El gradiente de presión que se obtiene a través de la válvula en estudio, a un flujo de 15 litros por minuto, es de valor. Este corresponde a un promedio de flujo sistólico equivalente a un gasto cardíaco aproximado a 5 litros por minuto.¹

2) *Flujo pulsátil* (pulsatile flow)

Todas las condiciones de dicho test deben ser preestablecidas así: volumen ventricular, 70 ml; frecuencia de pulso conocido, 40-140 latidos por minuto, equivalente a un volumen minuto de 2,8 a 9,8 litros; presión aórtica en el sistema conocida (resistencia conocida, etc.).

El fluido utilizado en el sistema de prueba debe tener peso específico y gravedad conocidos, así como la temperatura a la que fue realizada la investigación. La orientación de la válvula y los sitios de medición del sistema son de importancia primordial, pero es lamentable² que no estén aún estandarizados y, por lo tanto, los resultados así obtenidos por diferentes laboratorios no siempre pueden ser comparativos de otras evaluaciones.

Para tratar de obtener más detalles del comportamiento del flujo en la vecindad de la prótesis, varios investigadores preconizaron técnicas de visualización que, pese a dar una información cualitativa en la localización del flujo principal: áreas de estancamiento y áreas de turbulencia, no permiten, sin embargo, una interpretación cuantitativa exacta.^{3,4,5,6,7,8,9,10,11}

En la actualidad, un mismo método de medición con rayo láser (*Laser Doppler anemometer*), que es un medidor óptico-electrónico sin necesidad de calibración y sin ninguna influencia sobre el campo de flujo causado por tubos de medición,^{12,13} permite medir localmente los componentes de la velocidad del flujo en un modelo análogo hidráulico de corazón izquierdo y sistema circulatorio.

Este método representa el elemento más moderno para la evaluación de la mecánica de los fluidos que permite establecer un criterio cuantitativo para las válvulas protésicas.

Varios autores relacionaron el comportamiento del flujo a través de una prótesis con áreas de estancamiento, hemólisis y formación de trombos. Por último, debe concluirse que la hemodinamia de una prótesis valvular es de importancia primordial y que es menester una evaluación hidrodinámica cuidadosa antes de su implantación.

Domingo Liotta y José A. Navia

BIBLIOGRAFIA

1. Swanson WM, Clark RE: Testing of prosthetic heart valves. The American Society for Mechanical Engineers. ASME Publication. December 1976.
2. Mac Gregor DC, Pilliar RM, Hilson GJ et al: Porous metal Surfaces: a radical new concept in prosthetic heart valve design. Transactions, American Society for Artificial Internal Organs, Vol. XXII: 646, 1976.
3. Fernández J, Samuel A, Yang SS, Sumathisena, Gooch A,

- Varanhao V, Lemole GM, Goldberg H: Late thrombosis of the aortic Björk-Shiley prosthesis. Its clinical recognition and management. *Chest* 70 (1): 12, 1976.
4. Figliola RS, Mueller TJ: Fluid stresses in the vicinity of disk, ball and tilting disk prosthetic heart valves from in vitro measurements. *Jour of Biomechan Engin* 6: 173, 1977.
 5. Gabbay S, Yellin EL, Frishman WH, Frater RWM: In vitro hydrodynamic comparison of St Jude, Björk-Shiley and Hall Kaster valves. *Transaction of the American Soc for Artif Intern Organs* 26: 231-235, 1980.
 6. Kaster RL: Thrombogenicity of prosthetic valves. *Journ of Thoracic and Cardiovasc Surg* 70: 539-540, 1975.
 7. Kaster RC, Lillehei WC, Starek PJK: The Lillehei-Kaster pivoting disc aortic prosthesis and a comparative study of its pulsatile flow characteristics with four other prostheses. *TASAIO* 16: 233, 1970.
 8. Petschek H, Adamis D, Kantrowitz AR: Stagnation flow thrombus formation. *Transaction of the American Society for Artificial Internal Organs* 14: 256-259, 1968.
 9. Phillips WM, Snyder A, Alchas P, Rosenberg G, Pierce WS: Pulsatile prosthetic valve flows. *Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs* 26: 43-49, 1980.
 10. Swanson WM, Clark RE: Dimensions and geometric relationship of the human aortic valve as a function of pressure. *Circulation Research* 35: 871, 1974.
 11. Tindale WB, Martin TRP, van Noort R, Black MM: Problems of measurement in aortic valve in vitro evaluation. *ESAO Proceedings* 8: 356-360, 1981.
 12. Affeld K, Psolla J, Lehmann B, Mohnhaupt R: Measurement of the unstationary flow field behind an artificial heart valve with the Laser-Doppler anemometer. *Proceedings of the 2nd Meeting of ISAO*, 439-441, 1979.
 13. Bruss LH, Reul H, Van Gilse J, Knott E: Pressure drop and velocity fields at four mechanical heart valve prostheses. Björk-Shiley, Standard, Björk-Shiley Concave-Convex, Hall-Kaster, and St Jude Medical. *Life Support Systems. The Journ of the Europ Soc for Artificial Organs* 1 (1-3), January-March, 1983.