

Prótesis valvulares

Rres. ARMANDO RONCORONI y JOSE ANTONIO NAVIZ

El reemplazo de las válvulas intracardíacas ha llegado a ser más eficaz desde su iniciación.

La seguridad se manifiesta por los bajos porcentajes de morbimortalidad, los cuales han disminuido marcadamente como resultado de: indicaciones más precisas, mejores diseños protésicos, técnica quirúrgica, simplicidad en el manejo de circulación extracorpórea y cuidados postoperatorios.

La eficacia de los mismos ha mejorado en base a un desarrollo de válvulas protésicas mecánicas o biológicas, que permiten una restauración valvular aproximada al funcionamiento normal del corazón, y a un mejor manejo del tromboembolismo potencial de las prótesis rígidas (1).

HISTORIA

Luego de los intentos de cirugía valvular a cielo cerrado (2) es Hufnagel (3) en 1952 quien realiza la implantación en aorta descendente de una válvula de vidrio a bola para tratar una insuficiencia aórtica, convirtiéndose en la primera implantación humana de una prótesis mecánica en la era pre-circulación extracorpórea.

H. Bahnson en 1960 describe el reemplazo de valvas y luego de toda la válvula aórtica por teflon, semejante en su construcción a la válvula aórtica. D. Harken (5) publicó en 1960 la colocación exitosa de dos prótesis a bola y A. Starr (6) introduce poco después (1961), un modelo modificado que alcanzaría una extensa aplicación clínica. Mientras tanto D. Ross (7) trabajando en otra dirección, publica en 1962 el uso de homoinjertos para reemplazar la válvula aórtica y Barrett-Boyes (8) acumula con ellos una gran experiencia, J. P. Binet (9) introduce el uso de heteroinjertos en 1965.

Otros aportes con prótesis biológicas fueron hechos por A. Senning (10) que utilizó fascia lata, y E. Zerbini (11) que ha ganado una gran experiencia con prótesis de duramadre, con resultados a la fecha altamente satisfactorios.

En el grupo de las prótesis mecánicas ha habido innovaciones en el diseño, siendo algunos de los utilizados en la actualidad altamente eficientes.

TIPOS DE PROTESIS

Dos grupos de válvulas comprenden el arsenal protésico: a) mecánicas, b) biológicas. Dentro del primer grupo existen diferentes diseños con distintas características hemodinámicas. La clásica prótesis de Starr Edwards, ha sufrido modificaciones que han disminuido su incidencia de tromboembolismo; en orden de aumentar la relación orificio protésico-bola, Smeloff-Cutter diseñó un modelo en el cual una segunda caja fue agregada en la parte superior, permitiendo de esta manera, un mayor desplazamiento de la bola y el cierre del orificio valvular en el ecuador.

Las prótesis de bajo perfil (disco) modelos Kay, Beall, etc., permitieron ubicarlas en cámaras ventriculares pequeñas. Dentro de éstas, un nuevo diseño de disco oscilante (modelos Wada, Björk y Lillehei) trajo como mejoría hemodinámica un menor gradiente transvalvular como resultado del cambio del flujo periférico y turbulento a flujo central. Existen cuatro grupos de válvulas biológicas: autoinjertos, transposición de válvula pulmonar a posición aórtica (D. Ross), homoinjerto (válvula de cadáver), heteroinjerto (válvulas de cerdo) y válvulas de tejidos biológicos (fascialata, duramadre). Las prótesis rígidas tienen ciertas ventajas sobre las prótesis biológicas, éstas pueden enumerarse en: fácil ob-

tención de los mismos por su producción standardizada, facilidad en su inserción, y durabilidad probada por largos años de experiencia.

Entre los inconvenientes mencionaremos flujos excéntricos en la mayoría de ellas, gradientes transvalvulares importantes, especialmente en los modelos pequeños, tendencia a producir tromboembolias, hecho éste de suma importancia clínica, del que deriva la necesidad del uso de anticoagulantes, con el consiguiente porcentaje de complicaciones atribuibles al mismo.

Las ventajas de las prótesis biológicas consisten en: flujo central, escaso gradiente transvalvular, no trombogénicas y silenciosas. La contraparte está dada por su menor durabilidad debido a la retracción, calcificación, rotura y mayor tendencia a la infección de algunas de ellas.

De lo antedicho surgen las características de lo que sería una prótesis ideal: 1) duradera, 2) flujo central, 3) bajo gradiente, 4) poca inercia, 5) no trombogénica ni hemolítica, 6) silenciosa, 7) de fácil obtención, 8) resistencia a la infección.

HEMODYNAMIA

Los hallazgos hemodinámicos postoperatorios en pacientes con válvulas de Starr Edwards en posición aórtica han demostrado ser satisfactorios, con un gradiente residual de presión sistólica en todas las medidas promedio de 12 mm. Hg. en reposo y 14 mm. Hg. en ejercicio.

Diversos estudios en el postoperatorio alejado, han mostrado mejoría significativa de los valores hemodinámicos (caída de la presión auricular izquierda, disminución de la resistencia vascular pulmonar, etc.) (Mason col.).

Si bien las prótesis convencionales rígidas a bola mejoran hemodinámicamente al paciente no llegan a cumplir con los requisitos de prótesis ideal, uno de los cuales sería permitir flujos de hasta 20 a 25 litros durante el ejercicio sin el desarrollo de gradientes transvalvulares.

El área diastólica valvular de la mitral es normalmente de 4 a 5 cm² cerrada. En cambio el área interna del anillo de una prótesis de Starr varía desde 1,8 a 3,1 cm² y el orificio efectivo es probablemente 10 % menos que el orificio medio.

Esto probablemente da una explicación

parcial en el desarrollo de gradientes a través de las prótesis rígidas durante el incremento de flujos dados por el ejercicio.

Las prótesis de bajo perfil por su diseño y bajos gradientes se consideran de elección sobre todo en pacientes con cámaras ventriculares pequeñas (estenosis mitral, estenosis subaórtica dinámica, etcétera).

En pacientes que presentan degeneración mixomatosa de una o más válvulas (Marfan, floppy valve Syndrome) se sugiere la conveniencia de utilizar prótesis biológicas. En estos casos las prótesis rígidas presentan frecuentemente dehiscencias por las características gelatinosa del anillo mitral (12).

Los resultados satisfactorios obtenidos por diversos grupos quirúrgicos con válvulas de bajo perfil (Björk Shiley, Lillehei, etc.) son atribuibles a los rasgos singulares que poseen estas prótesis. El bajo gradiente en posición mitral o aórtica permite mayor flujo a través de la válvula resultando en un mejor volumen minuto y disminución del trabajo cardíaco. La posibilidad de usar prótesis más pequeñas sin sacrificar los bajos gradientes que éstas presentan debido a un mayor orificio valvular permiten mejores resultados en mujeres de edad avanzada con pequeños anillos valvulares, así como en niños con futuro crecimiento corporal (13). El diseño de perno o bisagra determina un menor trauma del disco, dado que éste rota con cada ciclo cardíaco, además al no superponerse al anillo valvular se produce un menor porcentaje de hemolisis. La característica de disco flotante permite responder a altas frecuencias cardíacas; no quedando en posición intermedia como ocurriría en estas circunstancias con las prótesis a bola.

No hay duda que los distintos modelos de prótesis biológicas se comportan hemodinámicamente en forma más semejante a las válvulas normales, no existiendo gradientes transvalvulares importantes con ninguna de ellas.

COMPLICACIONES DE LAS PROTESIS

La tromboembolia continúa siendo la complicación más temida de las prótesis mecánicas, pese ha haber disminuido marcadamente con los modelos actuales (5 a 10 %).

El desgaste de materiales puede producir embolias de la cubierta de la jaula, y los discos y bolas suelen perder su forma y aún trabarse ocasionando una disfunción mecánica. La base y aún la jaula pueden ser invadidos por tejido reaccional (pannus, ingrow tissue) ocasionando estenosis de la prótesis o mal asiento de la bola o disco. Según comentamos otra complicación es el gradiente transprotésico elevado sobre todo en los modelos valvulares pequeños. La hemólisis relacionada al tipo de prótesis empleada, tamaño de la misma o insuficiencia periprotésica (fallo de sutura) tiene mayor incidencia en esta última situación.

Las prótesis biológicas han presentado como complicación más frecuente la insuficiencia valvular por retracción, calcificación o rotura; siendo necesario un más alto número de reoperaciones para reemplazarlos (14).

La infección ha sido similar en ambos grupos, destacándose solamente la particular afectación por la misma de la fascia lata.

FUTURO

La mayoría de los cirujanos usan uno u otro tipo de prótesis mecánicas para reemplazos valvulares, pero evidentemente en la actualidad se ha incrementado el interés por el desarrollo y uso de válvulas biológicas.

Las investigaciones continuas que se realizan en busca de la prótesis ideal ha hecho variar en forma casi constante la calidad y resistencia de los materiales utilizados en los diferentes tipos de prótesis mecánicas. Durante los comienzos de la investigación y aplicación clínica de las prótesis mecánicas, la goma siliconada fue seleccionada como el material de elección para la confección de la bola. Con la aparición de una incidencia significativa de deformaciones en la misma, varios centros comenzaron la búsqueda de materiales más durables. La mayoría de estos materiales fueron considerados más duros que la goma siliconada e incluyeron a sustancias como Estelleita, Delrín y carbón-pírolita.

Sin embargo estudios con el duplicador de pulso, implantación animal, y experiencia clínica de válvulas cubiertas con dacrón no trombogénicas, demostraron consistentemente las desventajas de

las bolas de material duro. A mayor dureza del material, mayor es la destrucción de la cubierta de dacrón de la jaula y el anillo.

En la actualidad la investigación continúa la búsqueda de tejidos de espesor mínimo para cubrir las partes fijas de la prótesis.

Por ello el diseño de válvulas rígidas cubiertas ofrece el máximo de protección contra complicaciones tromboembólicas, con mínima reducción en el tamaño del orificio efectivo.

A mayor espesor de la cubierta valvular, mayor será el depósito inicial de plaquetasfibrina, dado que éste forma el sustrato para el crecimiento de fibroblastos (15).

En cambio, cuanto más delgado y poroso sea el tejido que cubre la válvula más delicado será la seudointima y menor el compromiso hemodinámico y el riesgo de embolización (15).

Otras de las líneas de investigación y aplicación clínica es el uso de prótesis mecánicas cubiertas impregnadas con heparina (16). Dado que el riesgo de tromboembolismo de las válvulas cubiertas es mayor en el postoperatorio inmediato, la posibilidad de impregnar la válvula con heparina puede llegar a reducir este riesgo de embolización (15).

Muchos interrogantes quedan aún por clarificar: a) la alteración de las prótesis mecánicas (variación de la bola, destrucción de la cubierta, etc.); b) la calcificación o retracción de las válvulas biológicas; c) los efectos de los tejidos que cubren las válvulas rígidas y su incidencia de tromboembolismo; d) los diferentes métodos de conservación de los homoinjertos, etc.

A medida que los datos clínicos continúan acumulándose durante los próximos años, los interrogantes de algunos de los problemas enumerados podrán ser contestados; en este momento estaremos en condiciones de llegar definitivamente a la prótesis ideal.

Concluyendo, el uso de las prótesis actuales ha cambiado en forma marcada la evolución natural de la enfermedad valvular.

El arsenal actual debe ser perfeccionado; de los utilizados hoy día damos como de elección a la duramadre y cree-

mos muy aceptables los modelos de Starr, Björk y Lillehei.

Las prótesis biológicas de duramadre son actualmente la gran esperanza. Introducidas y utilizadas en Brasil por la escuela de Zerbini (11), llevan ya más de cuatro años de uso con resultados muy hagüeños. Nosotros hemos publicado los resultados clínicos en nuestro país (17) concidentes con el grupo de Zerbini.

Reúne las ventajas clásicas de las prótesis biológicas y no tiene tendencia a la retracción o infección.

BIBLIOGRAFIA

1. Baidya, M. P.; Cohn, L. H.; Collins, J. J.: Valve Replacement in rheumatic heart disease Chest, vol. 63, Nº 5, may 1973.
2. Souttar, H. S.: Surgical treatment of mitral stenosis, Brit. Med. Journal, 2: 603, 1925.
3. Hufnagel, C. A.: Aortic plastic valvular prosthesis. Bull. Georgetown Med. Ctr., 4: 128, 1951.
4. Bahnson, H. T.; Spencer, F.; Busse, E.; Davis, F.: Cusp Replacement and coronary artery perfusión in open operations on the aortic valve. Ann. Surgery 152: 410, 1960.
5. Harken, D.; Soroff, H. et al.: Partial and complete prosthesis in aortic insufficiency. J. Th. C.V.S. 40: 744, 1960.
6. Starr, A.; Edwards, M. L.; Mc Cord, S.; Griswdel, H.: Aortic replacement clinical experience with a semirigid ball-valve prosthesis. Circulation, 27: 779, 1963.
7. Ross, D. N.: Homograft replacement of the aortic valve. Lancet, 2; 487, 1962.
8. Barrat-Boyes, B. G.; Lowe, J. B.; Cole, D. S.; Kelly, D. T.: Homograft valve replacement for aortic valve disease Thorax, 20: 494, 1965.
9. Binet, J. P.; Duran, C. G.; Carpentier, A.; Langlois, J.: Heterologous valve replacement for aortic valve transplantation. Lancet, 2: 1275, 1965.
10. Sennins, A.: Of fascia lata replacement of the aortic valve. J. Th. C.V.S., 54: 465, 1967.
11. Puig, L. B.; Zorbini, E.: Válvulas cardíacas de dura madre homóloga. Estudio de 237 casos. Actas XI. Congreso Mundial de la I.C.V.S. Barcelona Setiembre 1973.
12. Mc Kay, R.; Yacoub, M. H.: Clinical and pathological findings in patients with floppy valves treated surgically. Circulation. Supplement number III. Cardiovascular Surgery 1972, Vols. XLVII, July, 1973, III, 63.
13. Melvin, D. B.; Tecklemberg, P. L.; Hollingsworth, J.; Levine, F.; Glancy, L.; Epstein, S.; Morrow, A.: Circulation suplement Nº III, Cardiovascular Surgery 1972, Vols. XLVII, July 1973, III, 56.
14. Karp, R. B.; Kirklin, J. W.; Kouchoukos, N.; Pacifico, A.: Comparison on Three Devices to replace the aortic valve. Supplement II. Circulation Vols. 49, 50, August, 1974.
15. Braunwald, N. S.: Totally cloth. Covered valvular surgery. Kirklin J. Clinical Cardiology Monographs, 1974.
16. Uddin, K. M.; Utley, J. R.; Bryant, L.; Llon, M. D.; Weiss, D. L.: Experimental and clinical evaluation of heparin-impregnated cloth covered cardiac valves used without systemic anticoagulation. The annals of thoracic surgery. Vol. 17 Nº 4, April 1974.
17. Roncoroni, A.; Boullón, F.; Navia, J. A.; Favalaro, J. J.; JWeinschelbaum, E.; Kaplan, M.; Vedoya, R.; Favalaro, R. G.: Prótesis valvulares de duramadre. X Congreso de la Sociedad Argentina de Cardiología. Mar del Plata, Noviembre de 1973.