

Tema de Actualidad

Evolución de las Prótesis Valvulares

Dres.: CARLOS GIRARDI ** y RICARDO FERREIRA

La cirugía de los reemplazos valvulares tiene asegurado su sitio en la terapéutica de las valvulopatías luego de la sólida experiencia adquirida en la década del sesenta. Desde que Hufnagel colocara en aorta descendente una prótesis artificial, han transcurrido hasta la fecha 25 años de experiencia en la materia (1). Se han utilizado más de 20 modelos de prótesis y la mayoría de ellos han sido descartados por hallarse a distancia de lo que Harken a través de sus 10 postulados estableciera como prótesis ideal (2).

Tabla 1

Efectuar un estudio retrospectivo de los reemplazos valvulares y sus resultados, puede conducir a errores de apreciación si no se tienen en cuenta los múltiples factores que intervienen en esta cirugía. La cantidad de prótesis utilizadas dificulta de por sí la tarea, más aun considerando que

los resultados no son semejantes en los distintos centros quirúrgicos. En un mismo equipo se han dado incluso experiencias discímiles en el curso de una década con el uso continuado de una válvula (3).

La variación en la metodología de las técnicas de conservación con las válvulas biológicas, condujeron igualmente a distintos resultados (4). Más difícil aún es evaluar la bondad de una prótesis, si los servicios que la utilizan, seleccionan en forma diferente a los pacientes para la cirugía. Pese a estos inconvenientes y sin haberse logrado hasta el presente el diseño ideal, es posible obtener diversas conclusiones en base a 10 años de intensa actividad quirúrgica en numerosos centros del mundo.

Previo el análisis de los distintos tipos de válvulas actualmente en vigencia, así

Tabla 1

PROTESIS VALVULAR IDEAL Postulados de Harken

- No debe ser embolizante.
- Químicamente inerte y no debe lesionar los elementos de la sangre.
- No debe ofrecer resistencia al flujo sanguíneo.
- Debe cerrarse rápidamente.
- Debe permanecer cerrada durante la fase correspondiente.
- Características físicas y geométricas durables.
- Implantable en posición fisiológica.
- Debe quedar en su posición siempre.
- No debe alterar al paciente.
- Técnicamente fácil de implantar.

* Servicio de Cirugía Cardiovascular.
Hospital Militar Central.
Buenos Aires.

** Dirección Postal: Catamarca 2725, Olivos (1626), Pcia. de Bs. As.

como los resultados alejados, es importante destacar en este enfoque la evolución natural de las cardiopatías.

Evolución natural de las cardiopatías

Olsen en un seguimiento de 271 pacientes con estenosis mitral, encontró una supervivencia de 6 a 7 años llegando al término de una década solamente el 34% (5). Rowe y col., acumularon una casuística de 250 pacientes con estenosis mitral moderada a leve (el 52% de los enfermos eran asintomáticos y se hallaban en ritmo sinusal). No obstante constituir una población favorable, la supervivencia a 10 años fue del 60%.

La estenosis aórtica ofrece el pronóstico más sombrío dentro de las valvulopatías. Los pacientes con antecedentes sincopales o de precordialgia tienen una supervivencia de 3 años que se reduce a un año y medio cuando se instala la insuficiencia cardíaca (6, 7). Para la insuficiencia aórtica el promedio de supervivencia a 10 años es del 70% (7). Fig. 1

Comparadas estas curvas con las de una población normal, es evidente la acción

deletérea de la patología valvular, ya que además de reducida en el tiempo, la supervivencia de estos enfermos no es aceptable por las limitaciones físicas que condiciona. Como contrapartida vemos que ofrece a estos pacientes la cirugía de los reemplazos valvulares.

Prótesis de flujo lateral

La válvula de jaula y bola de Starr-Edwards constituye un ejemplo típico, es por otra parte la que ha acumulado mayor experiencia hasta la fecha. Este ingenio ha experimentado varias modificaciones a través del tiempo, la mayoría de ellas con el objeto de minimizar uno de sus principales inconvenientes: el tromboembolismo. Esta patología asociada, que por otra parte es inherente a las prótesis, agrega la necesidad de una terapia permanente y no exenta de problemas: la anticoagulación. El control no es simple y el éxito terapéutico se basa fundamentalmente en una disciplina rigurosa y sistematizada de las técnicas de control de la terapia anticoagulante. Las dificultades se magnifican cuando los pacientes radican en zonas distantes de los cen-

EVOLUCION NATURAL DE LAS VALVULOPATIAS

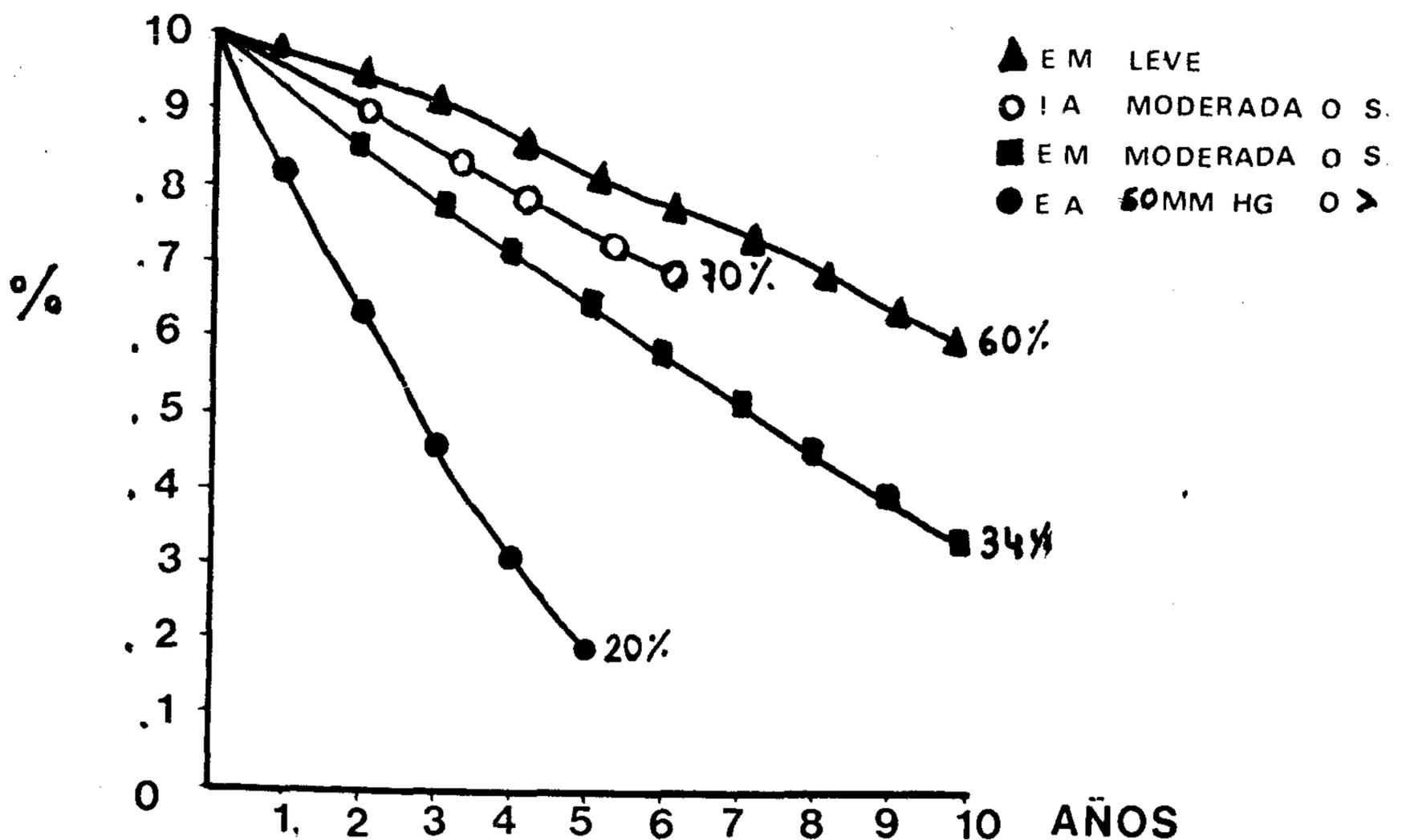


Fig. 1

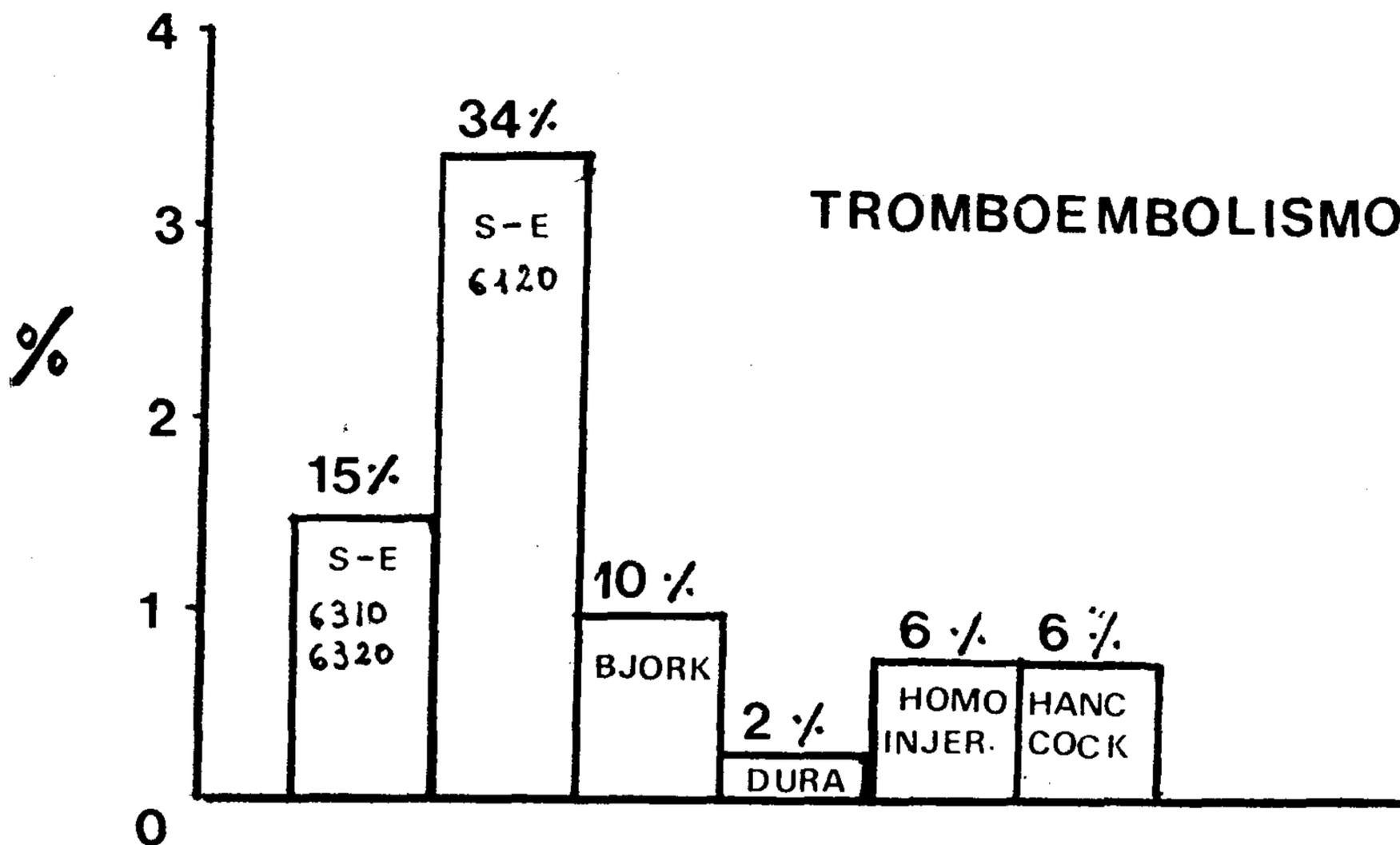


Fig. 2

tros médicos provistos de adecuados servicios de hemostasia, una condición a tener en cuenta en nuestro país por su particular geopolítica.

La larga experiencia por Starr y col., permite obtener algunas conclusiones que son válidas para cualquier tipo de válvula. Así es que los pacientes con hiperresistencia pulmonar severa tienen una disminución significativa de la supervivencia a largo plazo con respecto a aquellos con hiperresistencia moderada o ausente. El pronóstico es más sombrío en los pacientes en clase funcional IV prequirúrgica, (54% de supervivencia a 6 años y 0% a 10 años) que aquellos que se encontraban en CF II y III (70% de supervivencia a 10 años). Estas curvas referidas a reemplazos mitrales excluyen la mortalidad quirúrgica que fue del 12% para el modelo 6120 y del 4% para los modelos 6310/20. Diferencia que Starr la atribuye a la mayor experiencia del equipo quirúrgico e independiente de los distintos modelos (3). El tromboembolismo fue reducido en forma significativa del 36% con el diseño original al 15% con los modelos 6310/20. Fig. 2

Existen otras prótesis a bola que aún tienen vigencia como la Smeloff-Cutter y

la Braunwald Cutter, pero no son utilizadas en nuestro medio y su empleo en otros países es muy reducido. Magovern recientemente publicó resultados alejados con su prótesis sin sutura que son muy aceptables, no obstante es el único que aún utiliza este diseño (8).

Las prótesis de flujo lateral a disco o lenteja, no ofrecen ventajas con respecto a la válvula de Starr, excepto su bajo perfil, ideal en cámaras ventriculares de volumen normal. En contrapartida el precio de esta ventaja es en general un mayor gradiente transvalvular exceptuando la válvula de Beall de perfil más reducido. Fig. 3 y 4

Prótesis de flujo central

La válvula de Wada-Cutter constituyó la primera prótesis de flujo central que alcanzó aplicación clínica (9). Ciertas desventajas en su diseño llevaron a la posterior creación de la válvula de Bjork-Shiley consistente en un disco libre situado entre dos soportes excentricamente ubicados. El ángulo de apertura de esta prótesis es de 60%, lo que permite un adecuado flujo central. Sus ventajas con respecto a las válvulas de jaula radican en el menor gra-

diente y el bajo perfil (10). En realidad constituye la válvula de menor perfil en existencia. Esta prótesis es de elección en anillos aórticos con diámetro inferior a los 22 mm.

La válvula de Bjork no escapa a la complicación común de las prótesis y así es que la incidencia de tromboembolismo fue del 25% en posición mitral en una experiencia inicial de 2 años a partir de 1969 (11, 12). En posición aórtica esta patología se ve reducida a 10% según una experiencia acumulada en 5 años con 750 pacientes. La terapia anticoagulante produjo hemorragia cerebral en el 7% del grupo. La supervivencia alejada fue del 86% (13).

A partir de 1970 se incorporó a este tipo de prótesis la válvula de Kaster-Lillehei constituida por un disco de carbón (Pyrolite) que juega dentro de una estructura de titanio en forma tal que logra una apertura de 80°. Esta aparente ventaja sin embargo

no redundará en una disminución del gradiente, ya que para un diámetro de anillo tisular de 21 mm. esta prótesis ofrece un área de orificio valvular de 1,54 cm² contra 2 cm² de la Bjork-Shiley (14). La experiencia de Le Roux con 5 años de seguimiento muestra la incidencia de tromboembolismo del 10% en posición mitral y del 5% en posición aórtica. Los autores revelan su inquietud por la incidencia de casos de muerte súbita generalmente debida a fallo brusco de la válvula por trombosis. Señalan además que la evolución clínica postoperatoria de esta prótesis es dificultosa, no detectándose precozmente la disfunción valvular por la auscultación, en contraste con las prótesis de bola que presentan sonidos de apertura y cierre perfectamente definidos (15).

Válvulas biológicas

En el comienzo de la década del 60 se realizaron las primeras experiencias con las

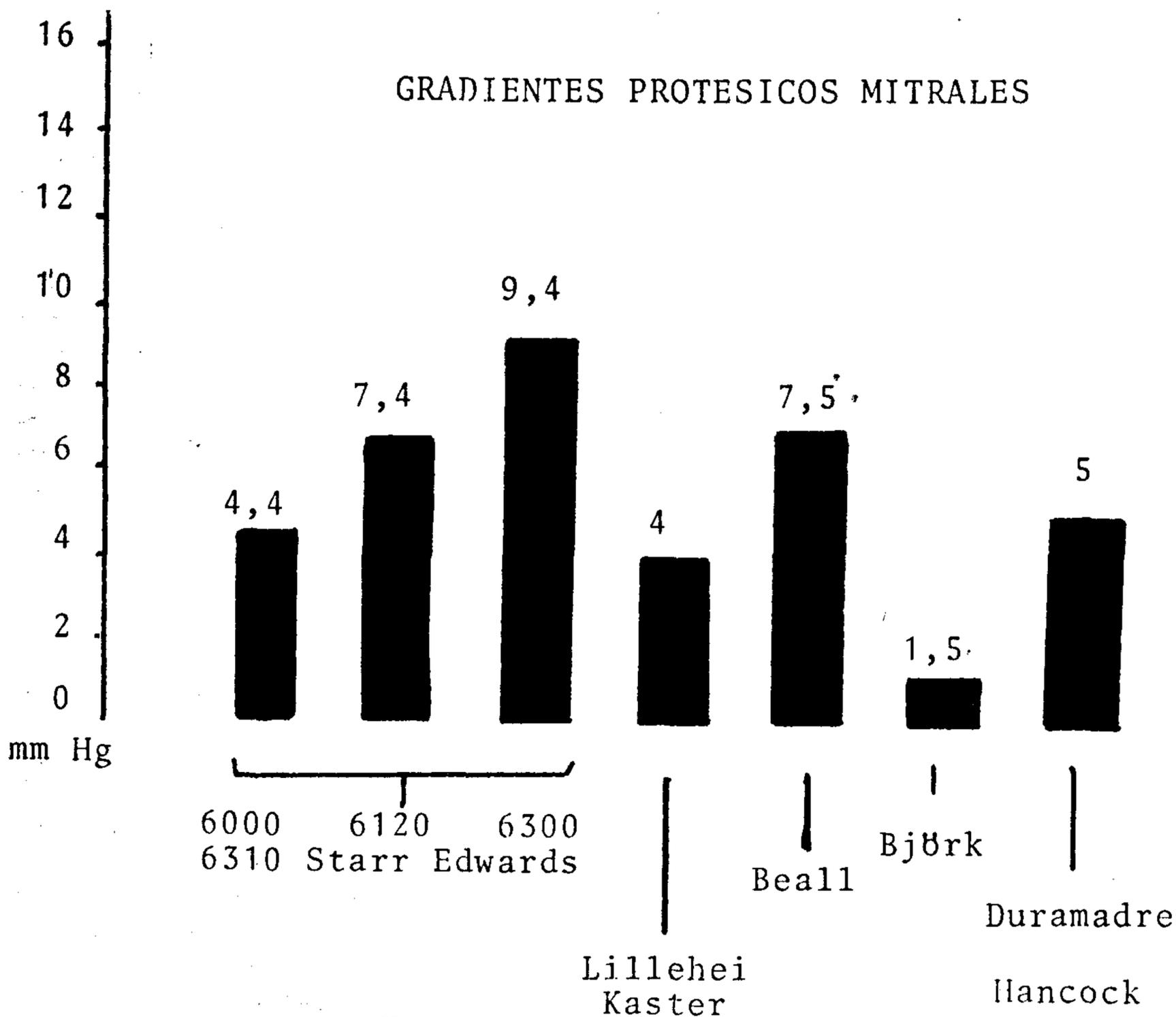
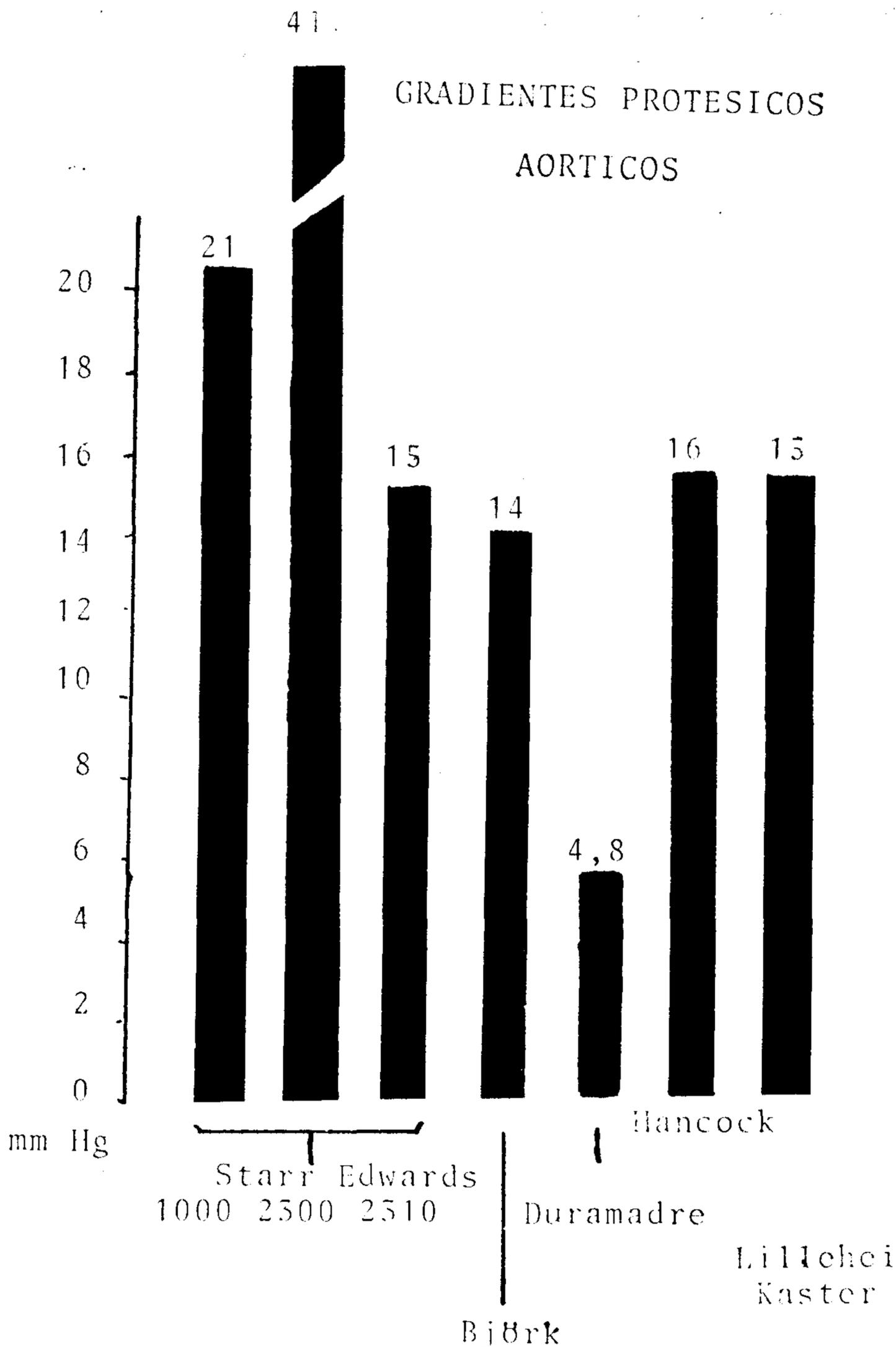


Fig. 3

válvulas biológicas y a partir de 1967 su utilización en varios centros quedó firmemente establecida. Constituyen el producto de la búsqueda de nuevos modelos y materiales que logren minimizar la frecuencia del tromboembolismo inherente a las prótesis.

Son ampliamente conocidos los trabajos de Ionescu y Ross de reemplazos valvulares con fascia lata montada en un soporte

metálico en forma anular con 3 pilares equidistantes (16, 17). Aunque los trabajos de estos autores mostraban a 3 años de seguimiento una mejoría significativa en la clase funcional de los operados, los mismos admitían una incidencia de soplo diastólico del 17% en posición aórtica entre los 24 y 36 meses de evolución. Trabajos posteriores revelaron que las alteraciones sufridas por la fascia lata y su corolario: la



Insuficiencia valvular eran de una frecuencia tal que ponía en tela de juicio la bondad de este tejido. Barrat-Boyes, Trimbe, González-Lavin, Kirklin y otros, utilizaron homoinjertos aórticos (4, 18, 19, 20). Los resultados fueron muy dispares en lo concerniente a la regurgitación alejada del injerto, particularmente en posición aórtica, oscilando entre el 25 y el 50% para los diferentes autores y teniendo en cuenta seguimientos entre 2 y 6 años. Posiblemente uno de los factores que más contribuyó a la disparidad de estas cifras, sea el método de esterilización y preservación de los homoinjertos que variaba en cada grupo quirúrgico. Trabajos recientes con seguimiento a 5 años y más, muestran marcada mejoría en la clase funcional de los pacientes operados. La supervivencia a 6 años fue del 80%, hallándose la válvula intacta (ausencia de soplos) en el 50% (21).

Heteroinjerto de porcino

Hancock utilizó una válvula aórtica de cerdo montada en un soporte flexible. La prótesis es esterilizada según la técnica de Carpentier en base a glutaldehído (22). Esta válvula presenta un bajo gradiente, tanto en posición mitral (entre 0 y 10 mm. Hg.) como en aórtica (0 a 35 mm. Hg.). La supervivencia global con seguimiento entre 4 y 5 años de 2 diferentes grupos fue del 67 y del 83% respectivamente. La incidencia de

tromboembolismo, es superior a los demás injertos, oscilando entre el 4 y 7%. La disfunción protésica para los distintos grupos con seguimiento mínimo de 4 años fue entre el 2 y el 10% (23, 24). A semejanza de las restantes prótesis, la mejoría en la clase funcional de los enfermos operados es significativa.

Ross y col., realizaron una experiencia con autoinjerto de válvula pulmonar en posición aórtica y homoinjerto pulmonar. La mortalidad quirúrgica fue del 15% y no redujo en forma sustancial los casos de regurgitación aórtica, por lo que no se demostró superioridad entre este complejo procedimiento y las otras válvulas biológicas (4, 20).

Válvula de duramadre

En enero de 1971, Zerbini y col., iniciaron su experiencia con la válvula de duramadre. Este equipo ya tenía una sólida estadística con la prótesis de Starr-Edwards de su propia fabricación. El motivo que los indujo a inclinarse por el homoinjerto de duramadre consistió básicamente en la incidencia de tromboembolismo y ausencia de control alejado con terapia anticoagulante en un porcentaje significativo de enfermos.

Los estudios histológicos revelaron la ventaja estructural que confería a la duramadre una resistencia y elasticidad superior a la

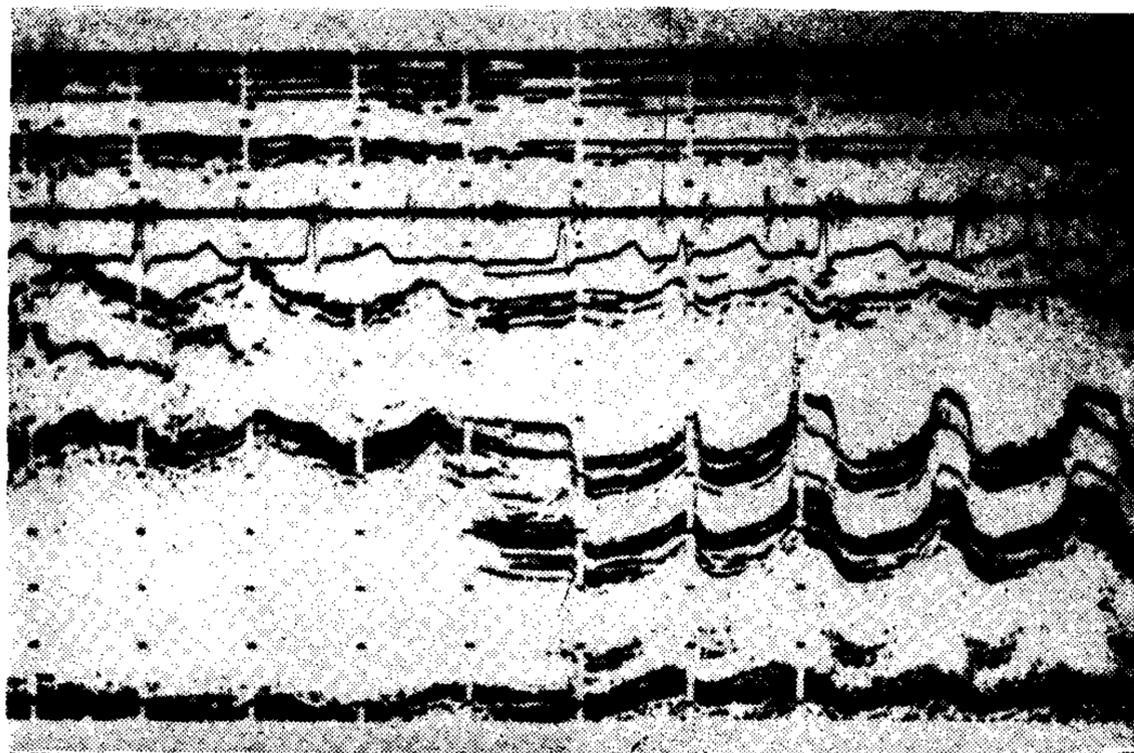


Figura 5. Duramadre en posición mitral. Barrido precordial desde aorta a ventrículo izquierdo. Se observa un doble eco que refleja los bordes del anillo protésico, entre los cuales las sigmoideas de duramadre se abre en diástole

fascia lata (25). La técnica de preparación es similar en muchos aspectos a los restantes homoinjertos. La conservación en glicerina fue no obstante, un concepto nuevo con respecto a las técnicas de esterilización y preservación vigentes (25, 26). La experiencia de 5 años del grupo de San Pablo sobre 878 reemplazos valvulares arrojó una mortalidad global del 15% para la válvula mitral y del 11,2% para la válvula aórtica. La incidencia de tromboembolismo fue del 1,9% y del 0% respectivamente. Fig. 2, la de endocarditis del 5,1%. Se auscultaron soplos de regurgitación en el 15% de los pacientes operados con discreto predominio en las válvulas en posición mitral (27). Estudios hemodinámicos efectuados por el grupo de Zerbini y corroborados por nuestro servicio revelaron un gradiente promedio de 5 mm. Hg. en los homoinjertos mitrales y de 4 mm. Hg. en los aórticos.

Esta válvula posee patentes fonocardiográficas y ecocardiográficas bien definidas. Fig. 5 y 6. El trazado ecocardiográfico fue descrito previamente por nosotros en base a comparaciones in vitro con un duplicador hemodinámico de pulso a los efectos de identificar los elementos de aquél (28). Los resultados fueron confirmados con las observaciones hemodinámicas. Esto hace que la evaluación postoperatoria del homoinjerto de duramadre por métodos no invasivos sea precisa y accesible.

Conclusiones

Las diferencias de cada ingenio ya han sido mencionadas analizándose sus bondades y defectos. Dado que ningún diseño reúne las condiciones ideales ni se ajusta totalmente a los postulados de Harken, no es correcto establecer la superioridad de una válvula sobre las restantes. Hay grupos que obtienen mejores resultados que otros con un mismo tipo de prótesis y por lo tanto es legítimo que insistan con su experiencia (29).

Otros centros han evolucionado hacia las prótesis biológicas y este movimiento además de un avance constituye una racional adaptación al medio social y geográfico en que dichos centros actúan.

Posiblemente en un lapso de 5 a 10 años pueda señalarse cuál es el diseño más próximo a la válvula mitral. Hemodinámicamente podrá llegar a semejarse a la válvula aórtica humana, pero no podrá reemplazar la compleja estructura del aparato mitral y sus implicancias en la contractilidad del ventrículo izquierdo. En contrapartida, es siempre mejor un ingenio artificial biológico o no, que la válvula natural enferma y esto ha sido demostrado exhaustivamente con las curvas de seguimiento. Está en manos del cardiólogo, tener el criterio de la necesidad quirúrgica en el momento ideal para cada paciente.

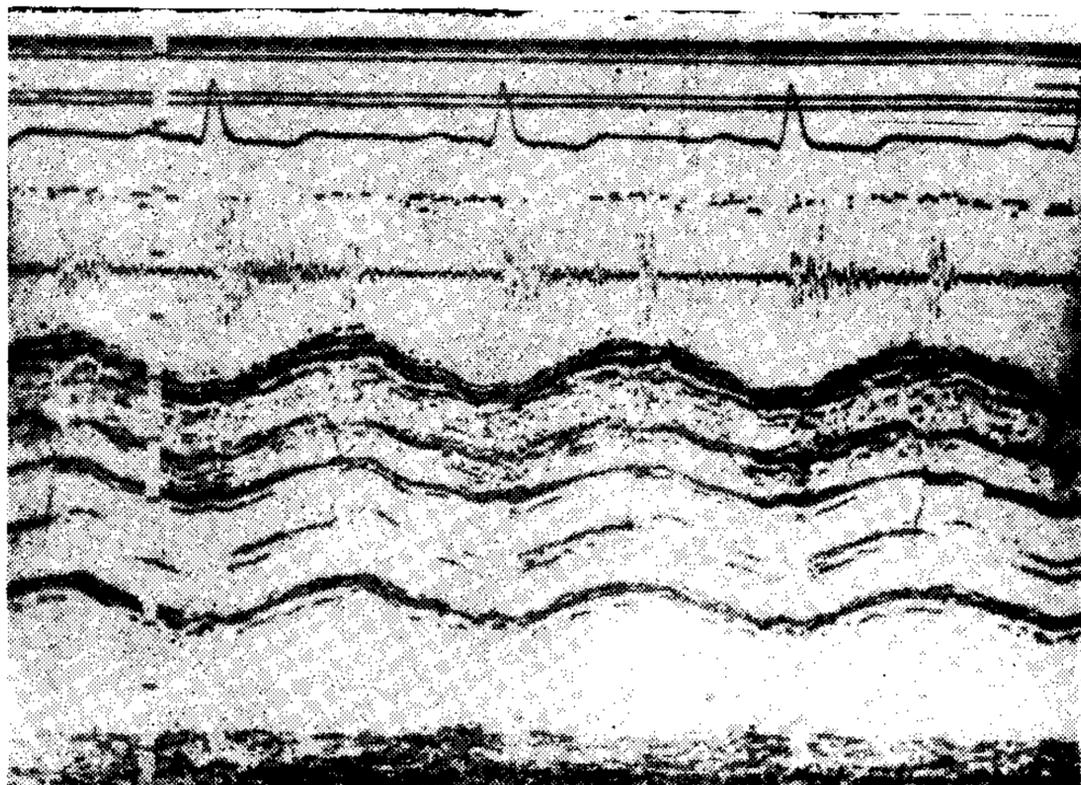


Figura 6. Prótesis de duramadre en posición aórtica. Se observa la apertura de las sigmoideas en la sístole. Nótase que la imagen es semejante a la válvula aórtica normal

SUMMARY

VALVULAR PROTHESIS DEVELOPMENT

It becomes difficult to evaluate the heart valve prosthesis since there are so many and almost all of the surgical centers which used them do not work with homogeneous groups of patients.

The Starr-Edwards prosthesis has already succeeded to pass the test of a long-term follow-up. However certain disadvantages of the prosthesis such as Thromboembolism and anticoagulation therapy regardless their design and quality of flow, made some surgical groups to turn over the biological valves. In this review, the different qualities and hemodynamic characteristics of the present available valves are considered. Long-term follow-up of several surgical centers are exposed. It is concluded that the ideal valve has not been achieved at the present time although some devices almost fulfill the Harken's definition of the ideal prosthesis. Regardless the type of valve employed, the achievement of a good result relies in the opportune surgical indication made by the cardiologist.

BIBLIOGRAFIA

1. Hufnagel, C.; Harvey, W. P.: Surgical correction of aortic regurgitation. Bull. Georgetown University Med. Center, 4: 128, 52.
2. Harken, L.: Artificial heart valves. Lancet, 2: 273, 1962.
3. Starr, A.; Grunkeneier, L.; Lambert, L.; Okies, E.; Thomas, D.: Mitral valve replacement. A 10 years follow-up. Circulation, Supp III 47-56. Dic. 76.
4. Kirklin, J.; Pacifico, A.: Surgery for acquired valvular heart disease. New England J. of Med., 288: 133-40, Jan. 1973.
5. Banhorst, D.; Oxman, H.; Connolly, D.; Wallace, R.: Isolated replacement of the mitral valve with the Starr-Edwards prosthesis. The J. of Thoracic and Cardiovascular Surgery, 71: 230-37.
6. Roberts, D.; De Weese, E.; Mahoney, E.; Yu, P.: Long term survival following aortic valve replacement. Am. Heart J. 91: 311-17, March 76.
7. Frank, S.; Ross, J. (Jr): The natural history of severe, acquired valvular aortic stenosis. Am. J. Cardiology, 19: 128-29, 67.
8. Magovern, G.; Liebler, G.; Cushing, W.; Park, S.: A 13 year review of the Magovern-Cromie aortic valve. The J. of Thorac. and Cardiovascular Surgery, 73: 64-74, Jan. 77.
9. Wada, J.: Knotless suture method and Wada hingeless valve. J. Japan Assn. Thorac. S., 15: 88.
10. Bjork, V.; Olin, C.: A hydrodynamic comparison between the Bjork-Shiley tilting disc valve and the Lillehei-Kaser pivoting disc valve, Scand. J. Thor. Cardiovascular Surg. 107-110, 1973.
11. Bjork, V.: The Bjork-Shiley tilting disc valve in isolated mitral lesions. Scand. J. Thor. Cardiovascular Surg., 7: 131-148, 1973.
12. Bjork, V.; Malers, E.: Total mitral valve replacement: late results The J. of thorac. and Cardiovascular Surg. 48: 625.
13. Bjork, V.; Henze, A.; Holmgren, A.: Five years experience with the Bjork-Shiley tilting disc valve in isolated aortic valvular disease, The J. of Cardiovascular Surgery (Torino) 16: 451-57, 1975.
14. Lillehei, C.; Kaster, R. L.; Starek, P.; Rees, J.: A new central flow pivoting disc aortic and mitral prosthesis. Am. J. of Cardiology, 26: 688, 70.
15. Mitha, A.; Matisom, R.; Le Roux, B.; Chesler, E.: The J. of Thorac. and Cardiovascular Surg., 72: 401-7, Set. 76.
16. Ionescu, M.; Ross, D.: Autologous fascia lata for heart valve replacement. Thorax, 46-55, vol. 25, 1970.
17. Ionescu, M.; Pakrashi, B.; Holden, M.: Results of aortic valve replacement with frame-supported fascia lata and pericardial grafts. The J. Of Thorac. and Cardiovascular Surg., 64: 340-53, Sep. 72.
18. Barrat-Boyes, E.: Long term follow-up of aortic valvar grafts. British Heart J. 33, Suppl: 60-65, 1971.
19. González-Lavin, L.; Ross, D.: Homograft aortic valve replacement The J. of Thorac. and Cardiovascular Surg., 60: 1-12, 1970.
20. González-Lavin, L.; Somerville, J.: Autologous pulmonary valve replacement of the diseased aortic valve, Circulation 42: 781-85, 1970.
21. Anderson, E.; Hancock, W.: Long-term follow-up of aortic valve replacement with the fresh aortic homograft. The J. of Thorac. and Cardiovascular Surg., 72: 150-56, July 76.
22. Carpentier, A.; Blondeau, P.; Laurens, P.; Dubost, C.: Remplacement des valvules mitrales et tricuspides par des hétérogreffes Ann. Chir. Thorac. Cardiovascular., 7, 33.
23. Pipkin, R.; Fogarty, T.: Evaluation of aortic valve replacement with a porcine xenograft without long-term anticoagulation. The J. of Thorac. and Cardiovascular Surg., 71: 179-86, Feb. 76.
24. Stinson, E.; Griep, R.; Oyer, P.; Shumway, N.: Long-term experience with porcine aortic valve xenografts, The J. of Thor. and Cardiovascular Surg., 73: 54-63, Jan. 77.
25. Boro Puig, Luis: Substitución de la valva aortica por valva de dura mater homologa. Tesis de doctorado 1972.
26. Boro Puig, Luis; Verginelli, G.; Pileggi, F.; Decourt, L.; Zerbini, E. J.: Homologous duramater cardiac valve. The J. of Thorac, and Cardiovascular Surg., 64: 154-60, July 72.
27. Boro Puig, L.; Verginelli, G.; Sosa, E.; Bellotti, G.; Zerbini, E.: Cinco años de experiencia con valva dura-mater homóloga. Revista Hospital das Clínicas. Número especial 1976, 298-305.
28. Esper, R.; Ferreira, R.; Girardi, C. C.; Morteni, Luis: Evaluación ecocardiográfica de las prótesis de duramadre. Revista Argentina de Cardiología, 43: 343-354, Set.-Octubre 1975.
29. Resultados alejados de las prótesis valvulares de Starr-Edwards. Diez años de experiencia. Alberal, J. Presentado 8º Congreso Sudamericano de Cardiología, Lima (Perú). Mayo 1977.