

Prótesis aórticas biológicas no soportadas: resultado y control ecocardiográfico a un año

Rocío Toro¹
 Andrés Carrillo²
 Roque Arana²
 Tomás Daroca³
 José María Jiménez⁴
 Manuel Sancho⁵

¹MIR de Cardiología

²FEA de Cardiología

³FEA de Cirugía
 Cardíaca

⁴Jefe del Servicio
 de Cirugía Cardíaca

⁵Jefe Servicio
 de Cardiología
 Hospital Universitario
 Puerta del Mar
 Cádiz

Correspondencia:
 Rocío Toro
 Eduardo Dato, 47. 4º C
 41018 Sevilla
 E-mail:
 Rociotorogreen@gmail.com

Resumen

Objetivos: En el presente estudio se realiza una valoración clínica y ecocardiográfica en pacientes a los que se les implantó una bioprótesis sin soporte de Toronto.

Material: Presentamos 84 pacientes a los que se les implantó una bioprótesis de Toronto (80 Toronto SPV y 4 Toronto Root), con una edad media de 67 años, de los cuales el 71% presentaban estenosis aórtica degenerativa. Siete pacientes tenían endocarditis aórtica nativa activa. El 18% requirieron revascularización coronaria. Se les realizó ecocardiografía al alta hospitalaria y al año.

Resultados: En el 70% de nuestros pacientes no hubo ninguna complicación postoperatoria. La causa de morbilidad más frecuente fue la fibrilación auricular. El seguimiento ecocardiográfico al año reveló una reducción significativa de los gradientes transvalvulares respecto al alta hospitalaria. La presencia de insuficiencia aórtica se presentó en 6% de nuestros pacientes.

Conclusiones: La bioprótesis de Toronto es una alternativa con ventajas hemodinámicas importantes respecto a las bioprótesis con soporte. Sus principales indicaciones son pacientes mayores, con anillos aórticos pequeños y en casos de endocarditis previa.

Palabras clave: Prótesis biológicas no soportadas. Gradiente medio. Recambio protésico.

Summary

Objective: The present study was undertaken to evaluate mid term clinical and echocardiographic outcome after aortic valve replacement with the Toronto stentless valve bioprosthesis.

Methods: Toronto stentless valve was implanted in 84 patients (80 Toronto SPV and 4 Toronto Root), with a mean age of 67 years. Preoperative diagnosis were aortic stenosis (71%). Seven patients presented active native aortic infective endocarditis. 18% required coronary artery by-pass surgery. Echocardiographic evaluation at the discharge and the year was done to them.

Results: In 70% of these patients there was no post-operating complication. The main morbidity cause was the auricular fibrillation. The echocardiographic evaluation at year revealed a significant reduction of the mean gradient with respect to the discharge. The presence of regurgitation aortic appeared in 6% of our patients.

Conclusions: Stentless bioprosthesis of Toronto is an alternative with important haemodynamic advantages. Its main indication is in older patients, small aortic annulus and previous endocarditis.

Key words: Stentless bioprosthesis. Mean gradient. Valve replacement.

Introducción

Las válvulas mecánicas y biológicas son las habitualmente utilizadas en el recambio de la enfermedad aórtica valvular. Las prótesis mecánicas, condicionan el uso de tratamiento anticoagulante de forma indefinida y pueden presentar de forma intercurrente eventos tromboticos y episodios de sangrado; si bien, manteniendo la anticoagulación y realizando una profilaxis adecuada para la endocarditis bacteriana son una alternativa muy duradera. Las biológicas, por su lado, presentan una tasa de deterioro mayor que las mecánicas, problema fundamental en personas jóvenes, por lo que se suelen utilizar en pacientes mayores de 60 años o en situaciones especiales en las que se pretenda evitar la anticoagulación a largo plazo. Además, ambos tipos tienen en común que son intrínsecamente obstructivas. Por regla general, los tamaños protésicos de 19 a 21 mm, no son aceptables para superficies corporales superiores a 1.5 m². Ello justifica que pequeñas obstrucciones protésicas son causantes de altos gradientes transvalvulares e inadecuados remodelados ventriculares. Posibles alternativas a este problema son el alargamiento del anillo aórtico o las bioprótesis no soportadas.

Se ha demostrado, utilizando pruebas de estrés que la aorta nativa es el mejor *stent* para una bioprótesis¹. La configuración de los senos permite que la fuerza de la sangre generada durante el cierre rápido de la válvula en la diástole, se amortigüe reduciendo la tensión sobre los velos en su punto de inserción a nivel de las comisuras.

En 1967, Ross, utiliza homoinjertos sobretodo en pacientes jóvenes y en casos de endocarditis bacteriana y, posteriormente Barrat-Boyes en 1974^{2,3}, bioprótesis no sustentadas utilizando una técnica descrita por Duran y Gunning⁴, que consistía en implantar el homoinjerto valvular aórtico en posición subcoronaria. Posteriormente, en 1987, en un intento de mejorar las características hemodinámicas y la longevidad de las válvulas de tejido heterólogo David, *et al.*, comenzaron un ensayo clínico consistente en la sustitución valvular aórtica con válvula porcina aórtica no sustentada, desarrollando una válvula de tejido porcino no soportada, conocida actualmente como Toronto SPV (Valve St. Jude Medical, St Paul, MN, USA), cuyos resultados iniciales se publicaron en 1994⁵. Estas bioprótesis están constituidas por tejido porcino esterilizado en solución de glutaraldehído y recubiertas de poliéster y no se les añaden sustancias anticalcificantes.

Desde un punto de vista quirúrgico, las válvulas no soportadas son más difíciles de implantar que las bioprótesis convencionales soportadas y ello se asocia a un mayor tiempo de clampaje aórtico. La implantación habitualmente se realiza utilizando la técnica subcoronaria, en posición subaórtica. Requiere la resección de la válvula nativa y posterior implantación de la prótesis utilizando la mínima cantidad de tejido posible para el soporte de las cúspides y reseccando los tres senos con puntos sueltos en el tracto de salida del ventrículo izquierdo, continuándose con la raíz. La variedad Toronto Root se implanta utilizando la técnica subcoronaria modificada. Para determinar el tamaño protésico a implantar se debe utilizar el medidor, siendo fundamental determinar el tamaño de la aorta nativa a nivel del anillo y de la unión sinotubular. En general, el tamaño protésico más adecuado será una talla mayor que la medida del anillo.

En resumen, las válvulas no soportadas fueron diseñadas para aportar un patrón de flujo más fisiológico y un gradiente transvalvular más bajo. Las ventajas que presentan son que tienen un mejor perfil hemodinámico con una mejor función y remodelado del ventrículo izquierdo, deterioro tisular tardío y menos frecuente, menor estancia en la unidad de cuidados intensivos y menor número de episodios embólicos. Este perfil, por sus características, es idealmente indicado en personas mayores, con una baja mortalidad, aproximadamente del 3%.

En este trabajo se estudia desde un punto de vista ecocardiográfico la viabilidad de estas prótesis y el pronóstico a un año de su implantación.

Material y métodos

Se trata de un estudio poblacional, observacional y prospectivo de 84 pacientes recogidos entre 1996 y 2004, todos ellos con indicación para sustitución valvular. En 80 de ellos se utilizó prótesis Toronto SPV y en 4 Toronto Root.

No hubo restricciones en la indicación para la sustitución valvular. Se realizó la valoración ecocardiográfica con un ecocardiógrafo Vivid 5 GE al alta hospitalaria y al año.

Los problemas que nos encontramos a la hora de evaluar a los pacientes fueron la heterogeneidad en la calidad de la imagen registrada, debido a la interferencia de los tejidos, a los pacientes que presentaban mala ventana ecocardiográfica y a la presencia de variantes anatómicas.

Resultados

La edad media de los pacientes operados era de 70,5 años con un rango desde 43 a 85 años. El 48% de la serie eran varones.

Las indicaciones para la sustitución valvular fueron las que se detallan a continuación: 82% de la población presentaba estenosis aórtica aislada, el 10% presentaban insuficiencia aórtica y, en menor proporción, el 8% doble lesión aórtica. De todos ellos, el 18% asociaba cardiopatía isquémica, requiriendo el 13% y el 5% un by-pass y dos by-pass, respectivamente. Siete pacientes tenían endocarditis aórtica nativa activa.

No hubo ningún caso de complicación en el postoperatorio inmediato y en el 70% de nuestros pacientes no hubo ninguna complicación postoperatoria a medio plazo. La complicación postoperatoria más frecuente fue la presencia de fibrilación auricular. Al año, el 81% de la población estaba en ritmo sinusal, el 11% en fibrilación auricular y un 7% requirió la implantación de marcapasos definitivo por bloqueo auriculoventricular completo. Un 64% de los pacientes no estaba anticoagulado al año. Respecto a la semiología clínica de insuficiencia cardíaca, un 79% se encontraba en clase funcional tipo I y el 21% en clase funcional II de la NYHA. Ningún paciente se encontraba en clase funcional III ni IV.

Los tamaños protésicos utilizados van desde 21 a 27mm, predominando el diámetro de 23mm que se utilizó en un 33% de nuestros pacientes. Los diáme-

Tabla 1.
Gradientes medios
y máximos basales
en la evaluación previa
al alta hospitalaria

Tamaño protésico mm	Gte Máximo mmHg	Gte Medio mmHg
21	28±3	15±1
23	23±5	12±2
25	20±3	9±1
27	29±1	13±3

Tabla 2.
Gradientes medios
y máximos
en la evaluación
ecocardiográfica al año

Tamaño protésico mm	Gte Máximo mmHg	Gte Medio mmHg
21	24±2	13±1
23	19±1	10±2
25	18±2	7±1
27	19±3	8±1

Tabla 3.
Comparación
de los gradientes medios
al alta hospitalaria
y al año tras
la implantación
de la prótesis

Tamaño protésico mm	Gte. Medio al alta	Gte. Medio al año
21	15±1	13±1
23	12±2	10±2
25	9±9	7±1
27	13±3	8±1

tros comprendidos entre 21 y 25 mm acumularon más de las $\frac{3}{4}$ partes de nuestra población. Las Tablas 1 y 2 exponen los gradientes medios y máximos basales en la evaluación previa al alta hospitalaria y al año, respectivamente. Finalmente, en la Tabla 3, se comparan los gradientes medios al alta hospitalaria y al año, observándose como en las prótesis de mayor tamaño la diferencia de gradientes fue más marcada, si bien se observa una tendencia decreciente en los gradientes medios al alta hospitalaria y al año del recambio valvular en el resto de los tamaños protésicos.

En un 44% de la muestra la evaluación ecocardiográfica no detecta insuficiencia aórtica, en un 50% se evidencian datos de insuficiencia aórtica trivial-ligera y en un 6% de grado moderado. En esta evaluación, la insuficiencia aórtica presenta unas características particulares, siendo en la gran mayoría protésica, muy localizadas y con dirección excéntrica hacia el septo interventricular, que hacen que no sea útil la utilización de la vena contracta, sino que sea más fiable la utilización del Doppler color (Figura 1). En un 15% de pacientes se observaron cavidades anecoicas sin flujo en su interior (Figura 2). Un

caso de sustitución valvular por endocarditis bacteriana presentó un trayecto fistuloso de la aorta a la aurícula derecha.

Discusión

Las prótesis no soportadas han visto potenciado su uso en los últimos años presentando excelentes resultados. Debido a su complejidad en la técnica de implantación requieren un mayor tiempo de clampaje aórtico, si bien esto no se ha visto asociado con una mayor morbimortalidad operatoria. En el inicio del uso de esta prótesis se publicó un trabajo de Del Rizzo, *et al.*, en el que basándose en lo anteriormente comentado, se estudia si existe un incremento de la mortalidad en los pacientes receptores de este tipo de prótesis. Se consideraron diferentes parámetros intra y postoperatorios -mortalidad perioperatoria, infarto perioperatorio, síndrome de bajo gasto, uso de balón intraaórtico, uso de inotropos, requerimiento de marcapasos permanentes, duración de la estancia en UCI y de la estancia hospitalaria postoperatoria- y que permitieron establecer la ausencia de diferencias en la morbimortalidad con respecto a las válvulas convencionales⁶.

La fibrilación auricular fue la causa de morbilidad más frecuente en nuestra serie. Con el uso de este tipo de prótesis la anticoagulación se minimiza, quedando fundamentalmente para indicaciones ajenas a la implantación de la propia prótesis, como son la fibrilación auricular o la disfunción severa del ventrículo izquierdo. En nuestra serie, estas indicaciones fueron las principales que prevalecieron en los pacientes anticoagulados al año de seguimiento.

Los gradientes transvalvulares elevados tras la sustitución valvular se asocian con un remodelado incompleto del ventrículo izquierdo y la disfunción diastólica del ventrículo izquierdo durante el postoperatorio. Todo ello conduce a un peor pronóstico y una mayor incidencia de insuficiencia aórtica y de episodios arrítmicos. En la serie que presentamos se observa un descenso de los gradientes transvalvulares al año del recambio valvular; esto probablemente esté relacionado, además de las características propias de esta prótesis, con una regresión del edema tisular secundario a la cirugía, la reabsorción de los posibles trombos presentes entre la raíz aórtica y la bioprótesis.

No se estudiaron los cambios en la función ventricular izquierda ni la repercusión en la masa muscular tras el recambio valvular ya que ello ha sido motivo de

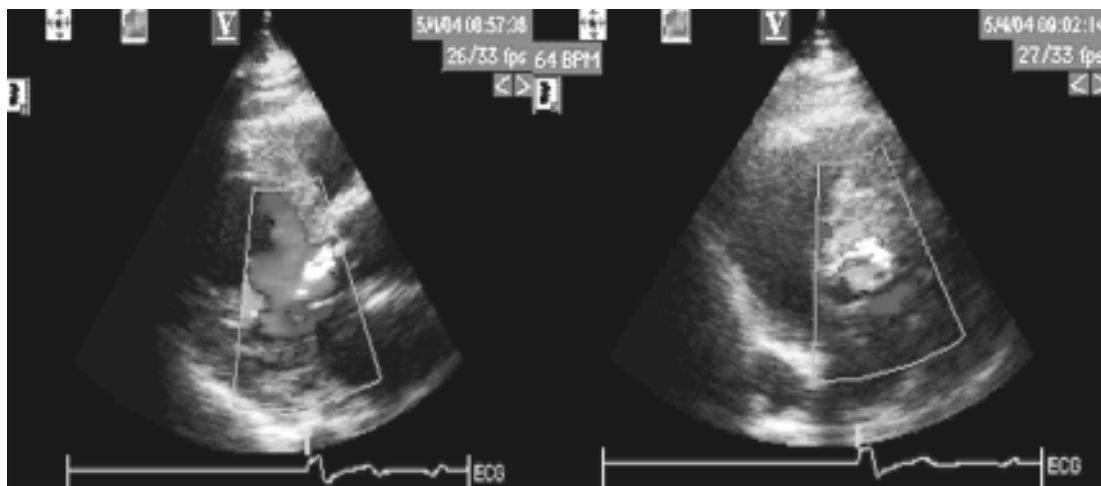


Figura 1. Ejemplo de la insuficiencia aórtica protésica excéntrica en una proyección paraesternal de eje largo (a) y de eje corto (b). Obsérvese la refringencia a nivel de la implantación de la bioprótesis

estudio en numerosos trabajos. Está establecido que al caer la presión arterial, la hipertrofia regresa y la función mejora⁷. La ventaja que presentan en este sentido las prótesis no soportadas es que, al tener un mejor perfil hemodinámico, ello repercute sobre la función del ventrículo izquierdo a largo plazo⁸. Por otro lado, la hipertrofia del ventrículo izquierdo es un predictor independiente de morbimortalidad en los pacientes con estenosis aórtica. La regresión de la hipertrofia del ventrículo izquierdo ha sido ampliamente estudiada con las prótesis biológicas soportadas, si bien ésta es parcial y se asocia con un descenso de la supervivencia. Se explica por la estenosis subjetiva que provoca el soporte o debido a la inflexibilidad del anillo. Diversos trabajos han demostrado que la utilización de las prótesis no soportadas permite un remodelado ventricular a lo largo del tiempo, una vez solucionada la estenosis⁹. La válvula no sustentada porcina proporciona una mayor regresión en la hipertrofia ventricular y una mejoría en la función del ventrículo izquierdo que con la utilización de las prótesis mecánicas y biológicas sustentadas. Además, su diseño permite la implantación de una válvula de mayor tamaño para la misma superficie corporal, permitiendo un descenso de la presión de la sangre durante la diástole que conduce a una situación hemodinámica mejor con una mayor longevidad valvular.

Hemos observado la presencia de insuficiencia aórtica trivial en la mitad de los pacientes de la serie. Se caracteriza por ser protésica, muy fugaz y excéntrica, dirigida hacia el septo interventricular. Tras su seguimiento hemos comprobado que no progresa ni presenta sintomatología clínica alguna. Un 6% de la población presenta insuficiencia aórtica en grado

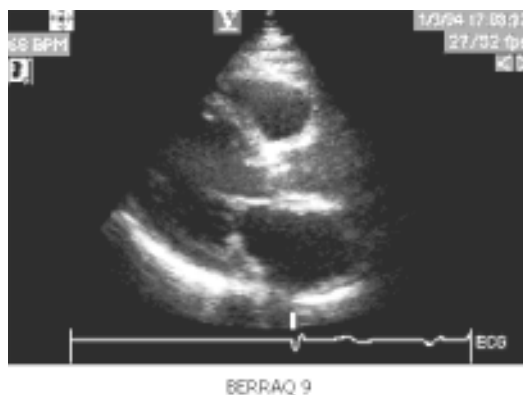


Figura 2. Paraesternal de eje largo: Cavity anecoica de gran tamaño en cara auricular, sin flujo en su interior

superior a la ligera que parece lentamente progresiva y es secundaria a la dilatación de la unión sinotubular. Las características de la insuficiencia aórtica, comentadas previamente, presentan unas particularidades que a la hora de su evaluación, para que sea más correcta, requiere la utilización de todos los parámetros ecocardiográficos posibles, sobretudo el uso del Doppler-color.

Ha sido referido que los pacientes con homoinjertos presentan una incidencia mayor de insuficiencia aórtica que los pacientes que reciben bioprótesis no soportadas¹⁰. Ello parece justificado por la composición de la prótesis -el recubrimiento de Dacrón y el proceso de fijación-, que hace que el tejido sea más firme que el de un homoinjerto. Facilita la implantación y contribuye a una menor variación. Adicionalmente, se ha propuesto que el uso de tamaños valvulares más grandes proporciona una mayor superficie de coaptación y contribuye a una menor in-

cidencia de la regurgitación. David, *et al.* demuestran que la dilatación de la unión sinotubular en los pacientes con estas prótesis favorece la regurgitación aórtica y el proceso de deterioro de la prótesis no soportada¹¹.

Además, hemos comprobado, en concordancia con el trabajo de Bach, *et al.*, la presencia de cavidades ecocardiográficas paravalvulares sin flujo en su interior, localizadas normalmente en el seno no coronario, que no se asocian con repercusión clínica alguna. La desaparición de estas cavidades se acompaña de pequeñas reducciones en los gradientes transvalvulares¹². La técnica subcoronaria determina con alta frecuencia la presencia de espacios anecoicos o con material ecodenso (cuando se preserva el seno no coronario) y nos introduce en la necesidad de establecer los diagnósticos diferenciales con las imágenes paravalvulares patológicas, como los aneurismas, abscesos y fístulas. Por ello, es importante determinar la presencia de flujo en su interior, de modo que la presencia de flujo diastólico se traduce en la pérdida de la línea de sutura proximal y distal de la implantación de la prótesis. En caso de dehiscencia de la sutura o ruptura de ésta que diera una obstrucción dinámica, el flujo entre la prótesis y la raíz nativa de la aorta estaría presente tanto en sístole como en diástole¹³.

Conclusiones

Las bioprótesis sin soporte son una alternativa válida respecto a las prótesis habituales. Es evidente el decremento del gradiente medio transvalvular al año de implantación en nuestros pacientes. Solamente un siete por ciento presentó insuficiencia aórtica de grado mayor que trivial. Es frecuente observar la presencia de cavidades anecoicos sin flujos en su interior que se revelan sin más consecuencias hemodinámicas. Se confirma en concordancia con otros estudios las características hemodinámicas superiores, mejor orificio efectivo y una regresión más completa de la hipertrofia del ventrículo izquierdo.

Bibliografía

1. Drury PJ, Dobrin J, Bodnar E. Distribution of flexibility in the porcine aortic root and in cardiac support frames. En: Bodnar E, Yacoub M, (eds). *Biologic bioprothetic valve*. New York: York Medical Books, 1986;580.
2. Ross DN. Homograft replacement of the aortic valve. *Lancet* 1962;(2):487.
3. Barrat-Boyes BG. Homograft aortic valve replacement in aortic incompetence and stenosis. *Thorax* 1964; 19:131-50.
4. Duran CG, Gunning AJ. A method for placing a total homologous aortic valve in the subcoronary position. *Lancet* 1962;2:488-9.
5. David TE, Feindel CM, Bos J, Sun Z, Scully HE, Rakowski H. Aortic valve replacement with a stentless porcine aortic valve. *J Thorac and Cardio Surg*; 1994;108:1030-6.
6. Del Rizzo DF, Goldman BS, Joyner CP, *et al.* Initial clinical experience with the Toronto stentless porcine valve. *J Card Surg* 1994;9:379-85.
7. Jin X J, Pepper J. Do stentless valves make a difference? *Eur J Cardiothorac Surg* 2002;22:95-100.
8. Dellgren G, Feindel CM, Bos J, Ivanov J, David TE. Aortic valve replacement with the Toronto SPV: Long term clinical and hemodynamics results. *Eur J Cardiothoracic Surg* 2002;21:698-702.
9. Walther T, Falk V, Langevaterls G, *et al.* Prospectively randomized evaluation of stentless versus conventional biological aortic valves. *Circulation* 1999;100[suppl II]: II-6-II-10.
10. Doty DB, Michielon G, Wang ND, Cain AS, Millar RC. Replacement of the aortic valve with cryopreserved aortic allograft. *Ann Thorac* 1993;56:228-36.
11. David TE, Ivanov J, Eriksson MJ, Bos J, Feindel CM, Rakowski H. Dilatation of the sinotubular junction causes aortic insufficiency after aortic valve replacement with the Toronto SPV bioprothesis. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2001;122(5):929-34.
12. Bach DS. Echocardiographic assessment of stentless aortic bioprosthetic valves. *J Am Soc Echocardiogr* 2000;13 (10):941-8.
13. Baur LH, Peels K, Braun J, *et al.* *Echocardiography* 2000;17:625-9.