

Substitución protésica de las cuerdas tendinosas de la válvula mitral

J.M. Revuelta y L. Gaité*

Hospital Nacional Marqués de Valdecilla. Universidad de Cantabria. Santander.

Resumen

La insuficiencia mitral severa debida a elongación o rotura de cuerdas tendinosas de la válvula mitral puede ser reparada con éxito cuando la patología afecta a la valva posterior. Sin embargo, la afectación de las cuerdas de la valva anterior se considera indicación de recambio valvular debido a los resultados postoperatorios insatisfactorios.

En este trabajo se presenta una técnica quirúrgica original, simple y reproducible de substitución protésica de las cuerdas principales de la mitral. Se ha utilizado como material protésico el politetrafluoroetileno expandido (e-PTFE) ya que se trata de un material inerte, poco trombogénico y estable a largo plazo.

Se ha implantado en 30 ovejas jóvenes substituyendo las cuerdas principales de la valva anterior. Sobrevivieron a la cirugía 25 animales que fueron estudiados desde el punto de vista clínico, hemodinámico y anatomopatológico.

Los resultados obtenidos demuestran que este método de cirugía conservadora es estable a largo plazo y permite reconstruir las cuerdas tendinosas afectadas.

Introducción

La cirugía reconstructora de la válvula mitral suele enfrentarse con una serie de inconvenientes de índole anatómico, particularmente cuando existen anomalías de las cuerdas tendinosas.

La existencia de una elongación significativa o rotura de las cuerdas tendinosas principales de la válvula mitral puede solucionarse, en determinadas ocasiones, mediante técnicas conservadoras. La cirugía de reparación de cuer-

das tendinosas más aceptada mundialmente es la descrita por Carpentier¹. Esta técnica consiste esencialmente en corregir el prolapso de la valva afectada mediante una resección extensa del tejido valvular. Cuando la cuerda tendinosa rota o elongada pertenece a la valva posterior, los resultados suelen ser muy satisfactorios². Por el contrario, la patología de cuerdas correspondiente a la valva anterior se considera actualmente indicación de recambio valvular por los malos resultados postoperatorios³.

En este estudio experimental se analizan los resultados postoperatorios tardíos obtenidos tras la substitución de las cuerdas tendinosas principales de la valva anterior de la mitral en la oveja. Se describe una técnica quirúrgica original y sencilla para la substitución protésica de estas cuerdas.

Material y métodos

Para llevar a cabo este estudio se utilizaron 30 ovejas jóvenes con un peso medio de $22,3 \pm 2,7$ kg.

Para la substitución de las cuerdas tendinosas principales o marginales de la válvula mitral se utilizó una nueva sutura de monofilamento poroso no absorbible que se compone de politetrafluoroetileno expandido (e-PTFE) (GORE-TEXTM). Esta sutura no produce reacción alérgica ni inflamatoria, ni tampoco se degrada *in vivo* ni es debilitada por las bacterias o las enzimas hísticas⁴. Es un material escasamente trombogénico, habiéndose comprobado *in vitro* que puede resistir hasta tres veces la tensión que normalmente soporta una cuerda tendinosa humana. Las propiedades de este material se basan en la estructura fundamental del e-PTFE. Su molécula consta de dos átomos de carbono unidos por cuatro de flúor que forman una cubierta que protege a los átomos de carbono del ataque de agentes químicos⁵.

*Becado por el Fondo de Investigaciones Sanitarias de la Seguridad Social.



Fig. 1. Aspecto macroscópico de la válvula mitral 9 meses después de la cirugía. Resulta difícil diferenciar la cuerda protésica de las nativas.

Los animales se mantuvieron en ayunas durante 24 horas antes de la cirugía. La anestesia se llevó a cabo mediante la administración intravenosa de tiopental sódico (2 mg/kg de peso) y respiración controlada con un ventilador mecánico. Se efectuó toracotomía lateral izquierda por cuarto espacio intercostal para exponer el corazón. Se instauró la circulación extracorpórea (CEC) por medio de canulación de la aurícula derecha y la arteria femoral. Durante la CEC el corazón se mantuvo latiendo en normotermia sin utilizar solución cardiopléctica. El abordaje de la válvula mitral se llevó a cabo mediante auriculotomía izquierda amplia con una incisión desde la orejuela izquierda hasta la vena pulmonar izquierda inferior.

Después de seccionar una o dos cuerdas marginales de la valva anterior, se efectuó sustitución protésica de las mismas con sutura de e-PTFE de 2/0 (7 animales) y 3/0 (23 animales). Dicha sutura se pasó a través de la cúspide del músculo papilar anterior, protegida con un pequeño fragmento de teflón para evitar desgarros del papilar. La nueva cuerda se sutura al tejido de la valva anterior comenzando en el borde libre y, tras varios pasos a través de la valva, se alcanza el anillo, donde la sutura se sujeta con otro fragmento de teflón. En este momento el ventrículo izquierdo se rellena de sangre a presión a través de un *vent* colocado en el ápex y conectado a la línea arterial. De esta manera se comprueba la competencia valvular, pues al tener las cuerdas tendinosas principales seccionadas, existirá una insuficiencia mitral severa. Traccionando suavemente de ambos extremos de la sutura de e-PTFE se llegará a corregir dicha insuficiencia valvular. Cuando la válvula a

tensión es totalmente competente, la sutura es anudada. Es preciso fijar la cuerda protésica al borde libre de la valva anterior con dos suturas de polipropileno 5/0 para prevenir el enrollamiento de la valva sobre la sutura.

Una vez completada la reparación valvular se cierra la aurícula y el tórax según la técnica habitual. El tubo torácico de drenaje se extrae tan pronto como esté despierto el animal.

Se efectúa antibioterapia profiláctica con 1 g de cefamandol intramuscular durante 3 días.

Los animales son trasladados al campo tras permanecer 7 días en el laboratorio experimental. Realizan una vida normal, efectuándose reconocimientos periódicos para comprobar la posible aparición de soplos o signos de insuficiencia cardíaca.

Se efectuó un estudio hemodinámico postoperatorio en todos los animales de forma electiva a los 3, 6, 9 y 16 meses después de la cirugía.

Posteriormente fueron sacrificados para estudio macro y microscópico. Se administraron 3 mg/kg de heparina sódica intravenosa antes de extraer la pieza con el objeto de evitar trombos intracardiácos *post mortem*.

Resultados

Dentro de las primeras 48 horas del postoperatorio fallecieron tres ovejas debido a insuficiencia respiratoria y una a causa de neumotórax. Un animal falleció a los 31 días de la cirugía a consecuencia de un accidente en la granja.

En ningún caso se encontraron signos de insuficiencia cardíaca o tromboembolismo reconocible. Tampoco se observaron signos de insuficiencia mitral severa en esta serie, aunque en una oveja se auscultó un soplo sistólico 1/6 sin repercusión hemodinámica.

El estudio hemodinámico efectuado en todos los animales inmediatamente antes de su sacrificio, demostró la existencia de una presión media de la aurícula izquierda de $7,33 \pm 1,48$ mmHg con ausencia de onda «v» y presión sistólica del ventrículo izquierdo de 105 ± 17 mmHg, con una frecuencia cardíaca media de 92 ppm (82-147 ppm).

Se efectuó sacrificio electivo del animal a los 3 meses (n=5), 6 meses (n=5), 9 meses (n=5) y 18 meses (n=10) después de la cirugía.

El examen macroscópico de las piezas demostró la ausencia de trombos intracavitarios. La válvula mitral tenía un aspecto completamente normal sin signos de endocarditis, trombosis, calcificación o rotura. La valva anterior muestra-

ba una cicatrización completa en los puntos de perforación de la sutura. Ésta estaba incorporada perfectamente en tejido valvular y el músculo papilar. El aparato subvalvular también presentaba una estructura macroscópica normal (fig. 1). No resultó fácil identificar la cuerda protésica, ya que presentaba una apariencia idéntica a las cuerdas nativas. La sutura de e-PTFE mantenía sus características y tamaño originales.

Microscópicamente la válvula mitral presenta una ligera reacción cicatrizal en torno a la cuerda protésica. Esta última aparece recubierta de una capa de tejido colágeno organizado que reproduce prácticamente de manera idéntica la estructura de la cuerda nativa: endotelio de recubrimiento, capa externa de tejido colágeno esponjoso y capa interna de tejido colágeno denso (fig. 2)⁶. En la interfase entre el tejido colágeno y el material de e-PTFE se observó una ligera reacción macrofágica con ocasionales células gigantes. La cuerda protésica permanecía estable sin ser penetrada u organizada por el tejido colágeno.

Comentario

La insuficiencia mitral debida a rotura o elongación de las cuerdas tendinosas constituye una entidad difícil de tratar con técnicas reconstructoras cuando las cuerdas de la valva anterior están afectadas. En 1960 McGoon describió por primera vez la reparación de la insuficiencia mitral debida a rotura de cuerdas mediante plicatura del tejido valvular⁷. Desde entonces, se han descrito diferentes técnicas quirúrgicas para tratar esta patología valvular pero con resultados postoperatorios insatisfactorios. Se ha intentado la sustitución protésica de las cuerdas tendinosas con diversos materiales como seda, teflón, nilón y otros substitutos artificiales⁴, aunque tampoco han tenido éxito.

La utilización de pericardio autólogo o heterólogo para substituir las cuerdas tendinosas ha demostrado ser un material no idóneo debido a los cambios degenerativos que aparecen precozmente⁸.

En esta serie experimental hemos utilizado un nuevo material, el politetrafluoroetileno expandido. La sutura de e-PTFE presenta una microestructura porosa no sujeta a hidrólisis ni degradación química, biocompatible e inerte. Dicha estructura le confiere unas características peculiares, de manera que actúa como los eslabones de una cadena cuando se ejercitan fuerzas laterales sobre la misma. Este hecho le

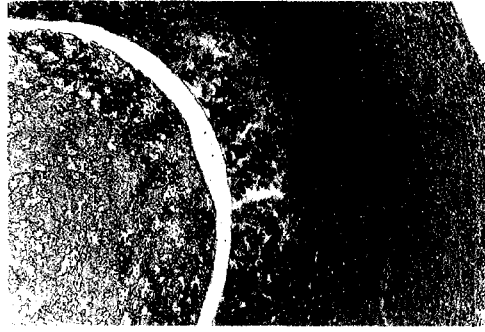


Fig. 2. Sección transversal de la cuerda protésica. A la izquierda se observa la sutura de e-PTFE (Gore-TexTM) recubierta por una capa de tejido colágeno organizado, de características microscópicas idénticas a la cuerda nativa ($\times 500$).

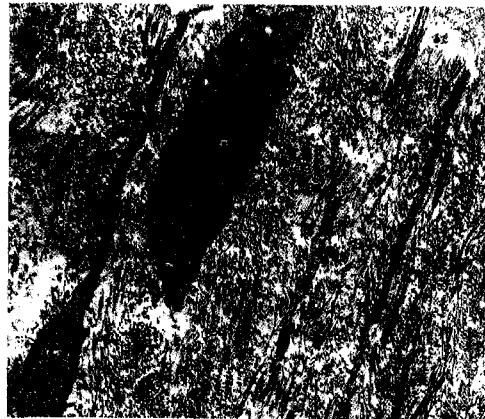


Fig. 3. Ultraestructura de la capa de tejido colágeno de la cuerda protésica. Fibroblasto maduro rodeado de colágeno organizado ($\times 20.000$).

confiere una especial resistencia a la fatiga de flexión y tracción.

Por otro lado, hemos diseñado una técnica quirúrgica muy simple y fácilmente reproducible que evita las complicadas mediciones del aparato subvalvular a las que estaban obligadas las técnicas descritas hasta la actualidad.

Desde 1982 venimos utilizando este excelente material en otros animales de experimentación con resultados muy satisfactorios. Los estudios clínicos y hemodinámicos realizados sugieren que la sutura de e-PTFE es un material estable a largo plazo en la oveja.

La nueva cuerda tendinosa aparece completamente recubierta de un tejido colágeno orga-

nizado 3 meses después de la cirugía. Hemos observado que el grosor de este tejido de recubrimiento no aumenta con el transcurso del tiempo.

La microscopía óptica y electrónica (TEM y SEM) demostró una estructura idéntica de este tejido colágeno de recubrimiento respecto a la estructura de una cuerda nativa (fig. 2 y 3). La nueva sutura de e-PTFE no sólo asumió la función de la cuerda seccionada, sino que fue la matriz de una nueva cuerda biológica, una cuerda tendinosa cultivada.

En conclusión este estudio experimental ha demostrado que la substitución protésica de las cuerdas tendinosas de la válvula mitral, incluso de la valva anterior, es factible y estable a largo plazo. Su aplicación en clínica parece estar justificada en el momento actual.

BIBLIOGRAFÍA

1. CARPENTIER A, RELLAND J, DELOCHE A et al. Conservative management of the prolapsed mitral valve. *Ann Thorac Surg* 1978; 26:294-302.
2. DURAN CG, POMAR JL, REVUELTA JM et al. Conservative operation for mitral insufficiency. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1980; 79:326-337.
3. YACOB M, HALINI M, RADLEY-SMITH R, MCKAY R, NIJVELD A, TOWERS M. Surgical treatment of mitral regurgitation caused by floppy valve: repair versus replacement. *Circulation* 1981; 64 (supl 2):210-216.
4. VETTER HO, BURACH JH, FACTOR SM, MACALUSO F, FRATER RWM. Replacement of chordae tendineae of the mitral valve using the new expanded PTFE suture. En: Bodnar E, Yacoub M, eds. *Biologic and bioprosthetic valves*, 1.^a ed. Yorke Medical Books, 1986; 772-785.
5. AGRANOFF J. *Modern plastics encyclopedia*. Nueva York, McGraw Hill, 1979; 56 (10A):26-28 y 469-481.
6. SCOTT-JUPP W, BARNETT NL, GALLAHER PJ, MONRO JL, ROSS JK. Ultrastructural changes in spontaneous ruptured of mitral chordae tendineae. *J Pathol* 1981; 133:185-201.
7. McGOON DC. Repair of mitral insufficiency due to ruptured chordae tendineae. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1960; 39:357-362.
8. SHORE DF, GABBAY S, YELLIN EL, FRATER R. Degenerative changes in glutaraldehyde preserved pericardium used for experimental replacement of anterior chordae of mitral valve. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1980; 79:349-357.

DISCUSIÓN

J. COSÍN: Quisiera preguntar cómo podrían seleccionarse en un futuro los pacientes candidatos a una substitución protésica de cuerda tendinosa contando con la ecocardiografía Doppler que probablemente pueda aportar algo en este sentido y qué seguridad se puede tener de que el procedimiento no va a acabar en un recambio valvular. Por otra parte me gustaría conocer también su recomendación actual al plantearse la cirugía mitral en un determinado paciente.

J.M. REVUELTA: Como usted mismo apuntaba, la exploración que hoy día aporta mayor información, más que la propia hemodinámica es la ecocardiografía Doppler. Nosotros tenemos como norma no intervenir a los pacientes mitrales en clase funcional II puesto que siempre se corre el riesgo de tener que acabar con una prótesis valvular, o sea que intentamos siempre intervenir a los pacientes en clase funcional III en adelante. La excepción a esta norma sería un claro caso de cirugía conservadora. Es decir, un paciente joven sin signos de calcificación, con una buena flexibilidad del velo valvular y con poca rigidez del aparato

subvalvular. En pacientes en clase III y IV no hay problema, porque si uno se ve abocado a cambiar la válvula ¿qué más da perder 13 o 14 minutos cuando a veces se pierden simplemente en comentar si debe colocarse tal o cual válvula? Es decir que yo pienso que siempre se debe intentar, y no desesperarse si hay que acabar en prótesis, lo cual ocurre algunas veces.

J. COSÍN: Muchas gracias. Existe otro aspecto que me gustaría que aclarara. Me pregunto si existe la posibilidad como ocurre con otros fenómenos fibrosos del corazón, de que a la larga la cuerda implantada pueda dar lugar a retracción del borde libre de la válvula o incluso llegar a deformarla. ¿Disponen de algún dato experimental sobre esta posibilidad?

J.M. REVUELTA: Esta es una magnífica pregunta que yo no sabía contestar y fue un anatomopatólogo quien me la respondió. Ciertamente existía temor por nuestra parte a que el proceso más o menos organizado pudiera penetrar en el velo valvular, condicionar cierta rigidez y a la larga calcificación del mismo. En realidad, lo que nosotros hacemos con esta

- técnica es introducir un factor iniciador o desencadenante. Filogenéticamente la cuerda tendinosa empieza en la cúspide del músculo papilar y se extiende en dirección al velo valvular. Esto es lo que hemos observado al sacrificar animales muy precozmente después de la intervención. Hemos visto que la cuerda estaba completamente normal y que ha ido creciendo desde papilar en dirección craneal, hasta el punto de que al cabo de algunos meses todavía se encuentra en el borde marginal de la válvula y no existe tejido de neoformación. Desde el punto de vista anatomopatológico es difícil que este tejido específico de cuerda tendinosa invada otras localizaciones. En animales estudiados durante un tiempo equivalente de 15 a 18 años en el hombre no hemos visto ningún caso.
- F. ALAMILLOS: El riesgo de endocarditis posquirúrgica con esta técnica ¿es teóricamente mayor, menor o igual que la sustitución valvular?
- J.M. REVUELTA: Carezco de información previa. En principio se introduce un material extraño, aunque si transcurre un tiempo suficiente para que se recubra habrá que pensar que a partir de este momento las posibilidades de endocarditis son mínimas, pero mientras no esté recubierto yo diría que la situación es parecida a lo que ocurre con cualquier otra prótesis, aunque no dispongo de datos para poderlo confirmar.
- D. ANDREU: Yo pensaba, quizás para acabar de redondear el experimento, si se les ha ocurrido extraer la sutura a modo de guía para comprobar si la cuerda neoformada puede aguantar el esfuerzo mecánico.
- J.M. REVUELTA: En imágenes de microscopía óptica de superficie se observa perfectamente cómo la sutura ocupa la parte central rodeada de este tejido. O sea, que en principio sería factible. El problema reside en que la sutura está enclavada en el papilar y lógicamente en el velo, y yo pienso que este tejido aun siendo hipotéticamente una nueva cuerda tendinosa, debe ser bastante frágil. Además en humanos comportaría el problema y el riesgo adicional de una reintervención para extraer la sutura.
- J. SEGOVIA: En primer lugar quería felicitar al Dr. Revuelta por su brillante trabajo, que me ha parecido francamente emocionante. Me gustaría preguntarle cuáles son a su juicio las implicaciones futuras de esta línea de investigación.
- J.M. REVUELTA: Estamos en fase muy inicial todavía, por lo que conviene ser prudentes. Confío en que dentro de un par de años quizá podamos disponer de resultados preliminares en clínica. De momento es pronto para hacer conjeturas.
- F. GIRVENT: Yo tengo también una pregunta para el Dr. Revuelta después de felicitarle por su excelente trabajo. El material utilizado, ¿se trata de politetrafluoruro de carbono?
- J.M. REVUELTA: Es politetrafluoroetileno expandido, el cual se emplea en prótesis vasculares, y de ahí la experiencia previa con este material que no es trombogénico.
- A. ORDINAS: Creo que existe una amplia experiencia con este material, y se ha comprobado que en medio de cultivo parecido a la técnica que nosotros utilizamos en el cultivo de célula endotelial, se caracteriza por la gran facilidad que tiene de inducir nuevo material vascular de tal forma que en muestras clínicas resulta a veces difícil diferenciar el material sintético del nuevo tejido vascular. Yo creo que ha sido uno de los descubrimientos más importantes en cuanto a material protésico sintético en los últimos años. Sin embargo, curiosamente este material no da buenos resultados cuando se utiliza en *bypass* coronarios.
- J.M. REVUELTA: Es cierto, no ha dado buenos resultados. Nosotros lo hemos utilizado en solamente dos pacientes y no dio resultado; hay además estadísticas a nivel internacional que lo demuestran. Sin embargo, es el único material sintético de que se dispone cuando por una razón u otra no es posible utilizar un pontaje con vena, aunque el porcentaje de oclusión es muy superior.