

# Técnica quirúrgica del acceso vascular protésico o de otros materiales heterólogos

E. Ortiz-Monzón, J.I. Blanes-Mompó, F.J. Gómez-Palonés,  
I. Crespo-Moreno, A. Plaza-Martínez, A. Torres-Blanco

## TÉCNICA QUIRÚRGICA DEL ACCESO VASCULAR PROTÉSICO O DE OTROS MATERIALES HETERÓLOGOS

**Resumen.** Objetivo. Poner al día las características técnicas de los accesos vasculares protésicos, incluyendo los materiales utilizados, los diámetros y longitudes recomendadas, las localizaciones de los mismos y la profilaxis antibiótica, así como los resultados de nuestro grupo. Desarrollo. El acceso vascular protésico debe utilizarse una vez se han agotado las posibilidades de los accesos vasculares autólogos. El material de elección es el politetrafluoroetileno (PTFE), que a pesar de tener a los 24 meses una permeabilidad primaria del 20-50% y secundaria del 45-70%, no ha sido superado por ningún otro material. El diámetro recomendado es de 6 o 7 mm, y la longitud, entre 20 y 40 cm. Se debe realizar un estudio eco-Doppler previo a la implantación, recomendándose un diámetro mínimo de la arteria humeral de 3 mm, y de las venas, de 3,5-4 mm. La disposición puede ser recta o en forma de loop, y la localización más frecuente, humeroaxilar en forma recta y loop antebraquial. Se debe administrar profilaxis antibiótica. En nuestro servicio se han realizado 276 prótesis, un 17% del total de accesos vasculares. En todas ellas se ha empleado PTFE, el 85% de las cuales en localización humeroaxilar. A los 12 meses, la permeabilidad primaria y secundaria ha sido del 49 y 59%, respectivamente. Conclusiones. A pesar de los intentos de utilizar otros materiales, el recomendado para acceso vascular protésico es el PTFE, debiéndose recurrir a él únicamente una vez agotadas todas las posibilidades de accesos vasculares autólogos. [ANGIOLOGÍA 2005; 57 (Supl 2): S65-73]

**Palabras clave.** Accesos vasculares. Diálisis. Profilaxis antibiótica. Prótesis. PTFE. Técnica quirúrgica.

## Objetivo

El perfeccionamiento del tratamiento sustitutivo de la función renal ha permitido aumentar la esperanza de vida de los pacientes con insuficiencia renal crónica terminal (IRCT), cuya prevalencia en España es aproximadamente del 0,1% [1], de los que un 50% están en programas de hemodiálisis. La piedra angular de la hemodiálisis son las intervenciones conoci-

das colectivamente como cirugía del acceso vascular (AV), que incluyen las fistulas arteriovenosas (FAV) y los accesos protésicos, a los que habría que añadir los catéteres.

El objetivo de la cirugía de los AV es aportar el acceso más duradero, que permita una diálisis más eficaz, y prevenir y tratar sus complicaciones de la forma que menos interrumpa la diálisis rutinaria. El AV ideal debe permitir el abordaje seguro y continuado del sistema vascular, proporcionar flujos suficientes para suministrar la dosis de hemodiálisis programada y carecer de complicaciones, características que no cumplen los AV disponibles en la actualidad.

Los AV autólogos, y en especial la FAV radiocefálica, son los que más se aproximan a las premisas

Servicio de Angiología y Cirugía Vascular y Endovascular. Hospital Universitario Dr. Peset. Valencia, España.

Correspondencia: Dr. E. Ortiz Monzón. Servicio de Angiología y Cirugía Vascular y Endovascular. Hospital Universitario Dr. Peset. Avda. Gaspar Aguilar, 90. E-46017 Valencia. Fax: +34 963 861 914. E-mail: ortiz\_edu@gva.es

© 2005, ANGIOLOGÍA

de un AV ideal, dada su mayor permeabilidad a largo plazo y las bajas tasas de infección y trombosis que presentan. De hecho, está considerada de elección en la guía de AV de la Sociedad Española de Nefrología (SEN) [2] y en la guía americana para mejorar la calidad de la diálisis (DOQI) [3].

Una vez agotadas las posibilidades de los AV autólogos, se debe realizar un AV protésico. A diferencia de lo que ocurre en Europa, donde suponen el 10% de todos los AV, siguen siendo los más frecuentemente realizados en Estados Unidos, con un 60% del total de AV [4], porcentaje que ha ido disminuyendo en los últimos años. Por ello, en nuestro grupo, antes de realizar un AV protésico se agotan todas las opciones de AV autólogos, incluyendo la transposición o superficialización de la vena basílica en el brazo, que ha demostrado mayor permeabilidad y menor número de complicaciones que los AV protésicos [5].

Los AV protésicos se construyen tunelizando subcutáneamente una prótesis que conecta una arteria y una vena, en localizaciones más o menos estandarizadas. Los argumentos esgrimidos para su utilización son la relativa sencillez técnica para realizarlos, el disponer de muchas más posibilidades anatómicas, y un índice de fallos precoces bajo, menor del 6%. Además, permiten crear trayectos más largos y no precisan tiempo de maduración, sólo de espera por el proceso inflamatorio en la zona de tunelización, lo que permite puncionarlos más precozmente tras la implantación. Asimismo, puede incrementarse su permeabilidad primaria asistida y secundaria mediante angioplastia transluminal percutánea (ATP) y trombectomía, con un aceptable índice de salvamento ante situaciones de disfunción y trombosis.

A pesar de estas aparentes ventajas, se han relegado a un segundo término en la estrategia de los AV, pues en relación con los AV autólogos tienen un índice de trombosis y de infecciones más alto, es decir, presentan un índice de complicaciones más elevado y requieren un mayor número de revisiones, por lo que producen un deterioro en la calidad de

vida de los pacientes y suponen un mayor coste económico [6,7].

En el desarrollo de este artículo se exponen las características de los AV protésicos, incluyendo el material utilizado, la longitud y los diámetros recomendados, el escalonamiento en su implantación y otras características técnicas, junto con los resultados obtenidos por nuestro grupo con este tipo de AV.

## PTFE

De todos los materiales disponibles para la realización de los AV protésicos, el politetrafluoroetileno expandido (PTFE), cuyos primeros estudios datan de hace tres décadas [8,9], a pesar de que no aporta una permeabilidad tan elevada como sería deseable, y de que son necesarias muchas reintervenciones para mantener aquélla [10], es el que comparativamente ha demostrado menores complicaciones y mayor permeabilidad [6], siendo el más utilizado en nuestro país y el recomendado en el DOQI y en la guía de la SEN.

La permeabilidad primaria del PTFE como AV oscila entre el 20 y el 50% a los 24 meses, y la secundaria, entre el 45 y el 70%, aunque con una alta tasa de reintervenciones, entre el 2,5 y el 40% al año [2]. Gibson et al, en 2001, publicaron un estudio sobre 1.574 prótesis, 492 fístulas simples autólogas y 181 con transposición venosa [11]. Destacaron que los AV protésicos tenían mayor riesgo de fallo primario (41%) y de incidencia de revisión (91%) que las FAV autólogas simples. La permeabilidad primaria a los dos años fue significativamente superior en el grupo de AV autólogos simples que en los protésicos (39,8 frente a 24,6%,  $p < 0,001$ ), no así la secundaria (64,3 frente a 59,5%,  $p = 0,24$ ). En el estudio se mostraba que en todos los subgrupos de pacientes la permeabilidad primaria era mayor en el caso de AV autólogos, salvo en el caso de pacientes con accesos previos fallidos.

Precisamente, el intento de incrementar la per-

meabilidad y disminuir las complicaciones (infección, pseudoaneurismas o robo arterial, reducir el sangrado por el punto de punción y permitir una fácil trombectomía en caso de trombosis) es lo que ha movido la búsqueda de modificaciones técnicas y de materiales alternativos.

### Modificaciones en las prótesis de PTFE

Se han realizado diversas modificaciones en el diseño de las prótesis de PTFE, como son la variación en su tamaño, longitud y grosor, la condición de ser anillada o la presencia de una cubierta interna. Lenz et al [12] publicaron un estudio aleatorio prospectivo que incluía 108 casos. En 52 se utilizó prótesis de pared fina, y en los otros 56, de grosor estándar. Encontraron mejores tasas de permeabilidad primaria y secundaria en las prótesis de pared estándar (18,2 meses) que en las de pared fina (12,1 meses) ( $p = 0,03$ ). La revisión de Schuman et al [13], retrospectiva sobre 632 prótesis, informaba de una tasa de permeabilidad primaria significativamente superior en las prótesis de PTFE no reforzadas frente a las que llevaban un refuerzo externo. Tordoir et al mostraron en un ensayo aleatorio prospectivo mejores tasas de permeabilidad con las prótesis de PTFE expandido (59 frente a 29% a un año,  $p < 0,01$ ) [14] en un estudio sobre 37 pacientes, y recomendaron estudios más amplios para confirmar esos resultados.

También se ha evaluado el posible efecto de la boca anastomótica ‘en capucha’ o con *cuff* [15], diseñada en un principio para prevenir la hiperplasia intimal por medio del establecimiento de un flujo organizado laminar. Sorom et al compararon los resultados a 24 meses en un estudio aleatorio en 48 pacientes tratados bien mediante prótesis estándar, bien mediante prótesis con boca anastomótica con *cuff* [16]. En su estudio informaron de un efecto beneficioso de las prótesis con *cuff* tanto en la tasa de flujo como en la permeabilidad. Así, la permeabilidad al año era de un 64 frente a un 32%, y a los dos años, de un 58 frente a un 21%.

La causa más frecuente de estenosis y trombosis protésica es la hiperplasia intimal en el tracto de salida, debido fundamentalmente a un desequilibrio en la complianza, por las diferencias en las propiedades de deformación de las prótesis y los vasos nativos. Por evitar esto, en el *by-pass* infragenicular se interpone un parche o un manguito venoso entre la prótesis y la arteria nativa, consiguiendo así mejorar la permeabilidad. En base a esto, Gagner [17] realizó un estudio prospectivo aleatorio comparando la permeabilidad de los AV protésicos con y sin parche venoso en la anastomosis venosa. Los resultados mostraron que la permeabilidad del grupo de estudio, con parche venoso, era muy inferior a la del grupo control (permeabilidad primaria media: 4,6 frente a 13,4 meses).

Sobre la influencia de la marca o el fabricante en la permeabilidad, Kaufman et al publicaron un estudio aleatorio prospectivo sobre 131 prótesis, con seguimientos mayores de 24 meses comparando las fabricadas por Gore-Tex® con las producidas por Impra® [18]. En sus conclusiones no encontraron diferencias significativas entre ambos fabricantes. Rosas et al hallaron que las prótesis de Gore-Tex tenían una tasa de fallos un 56% menor ( $p < 0,01$ ) que otras prótesis, sobre todo Impra [19]. En datos no publicados provenientes del estudio CHAPS (Comprehensive Hemodialysis Access PTFE Study) no se encontraron diferencias significativas en las permeabilidades primaria y secundaria [7]. Parece, pues, que no son fiables los estudios mencionados por la disparidad de los resultados.

Recientemente, Gore-Tex ha añadido un mayor soporte radial y ha reducido el perfil mientras se mantiene el diámetro de la luz y se añaden anillos a la pared. Atrium Advanta SST® (Atrium Medical Corp.) utiliza un diseño de membrana en tres láminas y una tecnología de membrana a modo de barrera, que aporta a la prótesis una teórica mejoría en la hemostasia de la sutura y en la fuerza radial.

En resumen, a pesar de que las modificaciones en el PTFE pueden tener cierta influencia en el resulta-

do en cuanto a su utilización en accesos de hemodiálisis, en la actualidad ninguna ha demostrado una clara superioridad frente a las otras.

## Otros materiales

Los materiales alternativos propuestos para la realización de AV protésicos han sido numerosos, tanto sintéticos como biológicos [20].

La utilización de la vena safena como injerto para AV, en forma de *loop* en el antebrazo, fue comunicada por primera vez por May et al en 1969 [21]. Los autores recomendaban extraer un segmento adecuado en longitud y calibre e iniciar las punciones, al menos dos o tres, tres semanas tras la implantación. Su alto grado de trombosis precoces y estenosis en las zonas de punción, con permeabilidades inferiores a las del PTFE, hace que no suela utilizarse en la actualidad, aunque podría aplicarse a pacientes con intentos fallidos previos de AV con PTFE.

Las prótesis de poliuretano tienen una estructura esponjosa microporosa que, teóricamente, debido a su complianza, puede inhibir la hiperplasia íntimal, reduciendo la tasa de estenosis. Son de reciente introducción en el mercado y su ventaja fundamental radica en la necesidad de un menor tiempo de hemostasia tras la canalización para la diálisis. Glickman et al [22] asignaron aleatoriamente a 142 pacientes esta prótesis en comparación con la de PTFE; la prótesis de poliuretano, a los 12 meses, presentaba una permeabilidad primaria (44 frente a 36%) y secundaria (90 frente a 80%) mayor, pero sin diferencias significativas ( $p > 0,05$ ). La prótesis de poliuretano tuvo más complicaciones técnicas tipo plicaturas que el PTFE ( $p < 0,05$ ), pero requirió menor tiempo de hemostasia y de maduración. Existen grupos que plantean la posibilidad de utilizarlo en sustitución del PTFE en pacientes que requieran una hemodiálisis inmediata y, por lo tanto, una canulación precoz, evitando tener que utilizar un catéter.

La prótesis ProCol® es un xenoinjerto derivado de la vena mesentérica bovina. Su complianza es similar a la de la vena safena. Se ha propuesto como alternativa al PTFE, bien de forma primaria o cuando éste ha fracasado. Katzman et al obtuvieron una permeabilidad secundaria mayor que con el PTFE en aquellos pacientes con al menos un injerto protésico fallido previo [7], resultado que no se ha confirmado en otros estudios [20]. La Food and Drug Administration estadounidense sólo ha aprobado su uso en situaciones en las que haya existido previamente rechazo, infección o trombosis de una prótesis convencional.

En los aloinjertos criopreservados de vena femoral se eliminan los elementos celulares mediante tecnología de reducción antigénica. Se propuso su utilización en casos de infecciones o fracasos reiterados del PTFE. En un estudio prospectivo, Matsuura et al [23] implantaron 44 injertos de este material. No hubo infecciones y obtuvieron al año una permeabilidad primaria del 49% y secundaria del 75%, sin encontrar diferencias al compararlos con las prótesis de PTFE ( $p = 0,519$ ). Sin embargo, en una serie más reciente, la tasa de complicaciones infecciosas fue del 55% a los 13 meses, presentando más del 30% del total de los casos rotura del injerto con hemorragia activa [24], lo que unido a su coste, desaconseja su utilización, salvo en casos muy concretos y con un seguimiento muy cercano.

## Aspectos técnicos

El diámetro ideal de las prótesis a utilizar no se ha definido. Las de pequeño calibre dificultan la punción y las de gran calibre tienen el riesgo de provocar demasiado flujo arteriovenoso, con la posibilidad de desarrollar sobrecarga cardíaca de volumen o robo arterial. Se acepta la utilización de diámetros de 6 o 7 mm [25], siendo el calibre más utilizado el de 6 mm y con pared estándar [26,27]. Se utilizan también prótesis cónicas, de 4-6 o de 4-7 mm, a fin de disminuir el fenómeno de robo. Polo et al han conseguido, con prótesis cónicas de 6-8 mm, una permeabilidad

primaria a uno, dos y tres años significativamente superior a la de las prótesis de 6 mm (85, 78 y 73% frente a 62, 58 y 44%, respectivamente;  $p = 0,0259$ ), sin ningún fenómeno de robo [28].

La longitud de la prótesis debe ser superior a 20 cm, a fin de aportar al menos 15 cm útiles para la punción con dos agujas. Se cree que longitudes excesivas, mayores de 40 cm, se asocian a una mayor tasa de trombosis [25].

La prótesis se puede implantar en forma recta o de asa (*loop*). En el antebrazo tienen mejores resultados las prótesis en forma de *loop* que las rectas, probablemente debido al mayor diámetro de la arteria humeral en comparación a la radial, aunque tienen un mayor índice de robo. En el brazo, sin embargo, los resultados son mejores con las prótesis rectas que con los *loops* [29].

En general, los lugares para realizar la anastomosis arterial son la arteria radial en la muñeca y la arteria humeral en la zona antecubital, en el brazo o próxima a la axila. La anastomosis venosa suele realizarse en la vena basílica, la humeral antebraquial o braquial, la basílica o la axilar, aunque a veces hay que recurrir a la vena subclavia.

Previo a cualquier implantación protésica debe realizarse una valoración morfológica y hemodinámica de las arterias y venas de la extremidad superior mediante eco-Doppler. Se deben valorar los calibres de los vasos, la calidad de su pared, la permeabilidad de los mismos, el tipo de onda arterial, los flujos y la profundidad [30]. Deben desestimarse las arterias humerales menores de 3 mm para evitar el robo arterial, y las radiales menores de 2 mm por las dificultades técnicas que conlleva su implantación y el mayor riesgo de trombosis precoz. Se recomienda que las venas sean mayores de 3,5-4 mm [4,31].

La mayoría de los AV protésicos realizados en el miembro superior se llevan a cabo con anestesia local y sedación leve o anestesia troncular, y raramente se emplea la anestesia general. Aunque puede haber muchas variantes según los vasos disponibles

y la experiencia de los cirujanos, cuatro son las localizaciones más frecuentes, que por orden de preferencia de nuestro grupo son: humeroaxilar recto, *loop* antebraquial, *loop* humerohumeral en el brazo y radiobasílico o antecubital recto.

La disposición humeroaxilar se realiza entre la arteria humeral y la vena axilar, aunque se puede utilizar la vena basílica si ésta tiene un drenaje muy proximal en la vena humeral o si el diámetro es superior. La antebraquial en forma de *loop* se puede realizar en aquellos pacientes con una buena arteria humeral y una adecuada vena en la zona antebraquial. Su utilización es excepcional porque las venas antebraquiales, si son adecuadas, deben utilizarse para un AV autólogo; la vena humeral suele ser doble y de pequeño calibre. El *loop* humerohumeral se utiliza menos que el humeroaxilar por ser menor el calibre de la vena y tener peor permeabilidad, aunque es más cómodo en obesos porque no hay que acceder a la axila.

### Profilaxis antibiótica

Una de las complicaciones más graves de los injertos de PTFE para hemodiálisis son las infecciones, con una incidencia que alcanza el 6% en los primeros 30 días postoperatorios. Zibari et al [32] fueron capaces de reducir esta tasa hasta un 1% mediante la administración de 750 mg de vancomicina entre 6 y 12 horas antes de la intervención. Aunque no existen estudios aleatorios, algunos autores piensan que esta política puede inducir la creación de resistencias a este antibiótico tan útil en el tratamiento de las infecciones y prefieren utilizar una cefalosporina, habiendo conseguido bajar la tasa de infección postoperatoria al 0,9% mediante la administración de 2 g de cefazolina [33], pauta que recomienda la SEN [4].

### Experiencia de nuestro grupo

Desde enero de 1993 a diciembre de 2004 se han realizado en nuestro servicio un total de 1.678 AV, de los

cuales 1.402 (83%) han sido autólogos y 276 (17%) protésicos. La localización más frecuentemente utilizada para la implantación de la prótesis ha sido humeroaxilar (85%, 235 implantes), seguida del muslo (12%, 33 prótesis) y de otras, como el antebrazo o FAV humeroyugulares o axiloxiliares (3%, 8 prótesis). La forma de colocación ha sido como prótesis recta en el 85% de los casos y como *loop* en el 15% restante. Todas las prótesis implantadas fueron de PTFE.

Estas prótesis se implantaron a 220 pacientes, con una media de edad de 63 años (DE: 13; rango: 20-85), el 45% varones y el 55% mujeres. El 18% de los pacientes eran diabéticos. Presentaron una media de 26 meses en diálisis (DE: 29; rango: 2-40), y tenían una media de FAV previas de 2,8 (DE: 1,4; rango: 0-6), de las cuales 2,2 eran autólogas (DE: 1; rango: 0-4), y 0,6, protésicas (DE: 0,8; rango: 0-3).

El análisis estadístico realizado incluye curvas de Kaplan-Meier para valorar la permeabilidad de las prótesis, tablas de vida para calcular la supervivencia de los pacientes y métodos de riesgos proporcionales (regresión de Cox) para valorar los factores asociados a un mayor riesgo de trombosis de las mismas. Se utilizó el programa estadístico SPSS 9.0 para Windows.

La evolución temporal y la cantidad anual de implantes protésicos se puede observar en la figura 1. El seguimiento medio de los pacientes fue de 44 meses (DE: 7; rango: 32-66), durante los cuales se detectaron 16 casos de infecciones protésicas (5,8%).

La permeabilidad primaria se puede apreciar en la figura 2 y fue del 49% a los 12 meses, del 29% a los

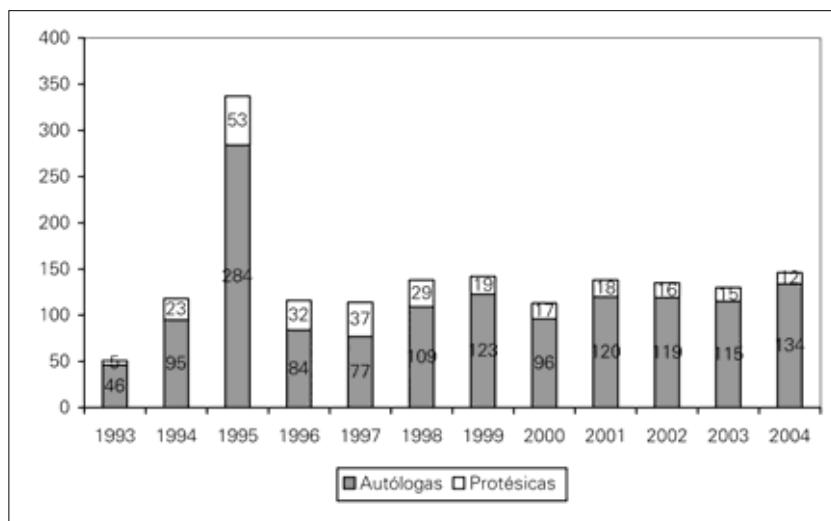


Figura 1. Evolución temporal del número y tipo de accesos vasculares en nuestro servicio.

Tabla. Factores relacionados con un riesgo aumentado de trombosis de la prótesis.

	Valores	p
Edad	> 65 años / < 65 años	0,008
Sexo	Masculino / Femenino	NS
Diabetes	Sí / No	NS
Tiempo en diálisis	> 1 año / < 1 año	NS
N.º de accesos previos	< 2 / ≥ 2	0,02
Tipo de accesos previos	Autólogos / Protésicos	NS

NS: no significativo.

24 meses y del 19% a los 36 meses, con una media de 18 meses (DE: 2). La permeabilidad secundaria fue del 59% a los 12 meses, del 40% a los 24 meses y del 24% a los 36 meses (Fig. 2). La media de la permeabilidad secundaria fue de 22 meses (DE: 2).

La mortalidad de los pacientes sometidos a un acceso protésico para hemodiálisis fue muy elevada, por sus patologías asociadas; así, a los 12 meses fue del 20%, a los 24 meses fue del 51% y a los 36 meses fue del 56% (Fig. 3).

Finalmente, se estudiaron los factores asociados

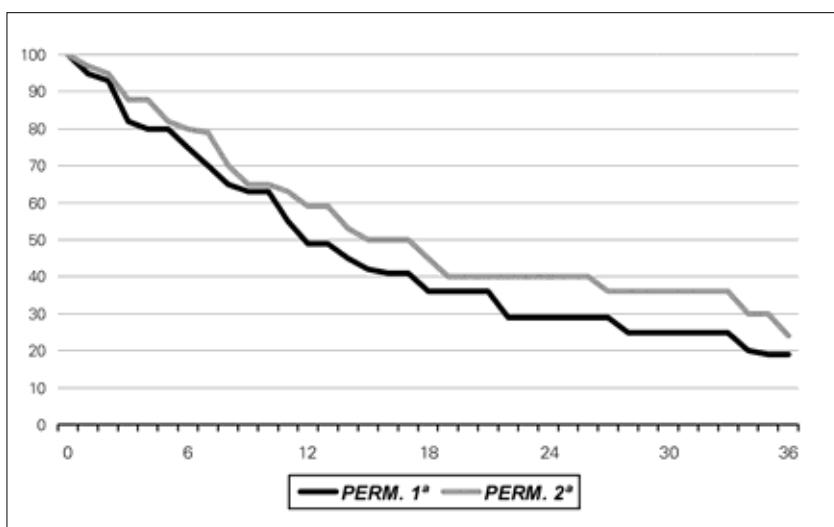


Figura 2. Permeabilidad primaria y secundaria de las prótesis humeroaxilares para hemodiálisis.

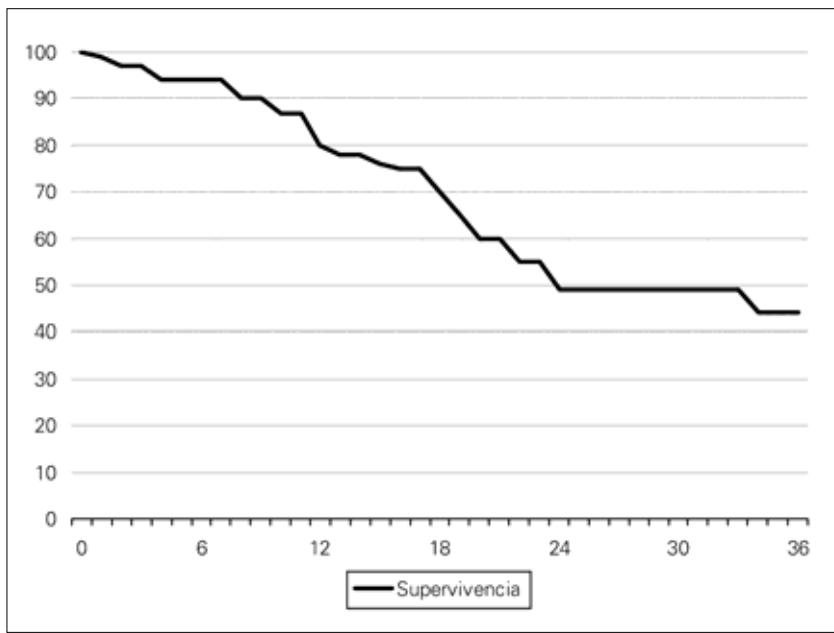


Figura 3. Supervivencia a medio plazo de los pacientes intervenidos.

a un mayor riesgo de trombosis protésica, encontrándose una asociación positiva entre la edad mayor a 65 años y el antecedente de al menos dos AV previos y un riesgo aumentado de trombosis del injerto. Los demás factores analizados no demostraron asociación alguna.

daria de las prótesis humeroaxilares para hemodiálisis y una alta mortalidad de estos pacientes a medio plazo. Los pacientes mayores de 65 años y con antecedentes de haberseles realizado al menos dos AV previos presentan un riesgo elevado de sufrir la trombosis del implante humeroaxilar.

En conclusión, sólo deben utilizarse los AV protésicos para hemodiálisis una vez agotadas las posibilidades de los AV autólogos, pues éstos presentan mayor permeabilidad y menores complicaciones. Aunque el material idóneo está aún por descubrir, en la actualidad se recomienda el PTFE, de pared estándar, porque ningún otro, sea sintético o biológico, ni ninguna modificación en el PTFE han conseguido mejorar sus resultados, ya de por sí bajos. Quizá las bioprótesis tengan un sitio en aquellos pacientes con una ‘intolerancia’ especial por fallos sucesivos en el uso del PTFE. La longitud recomendada oscila entre 20 y 40 cm, y el diámetro, entre 6 y 7 mm.

En nuestra experiencia, se considera imprescindible realizar un eco-Doppler previo al implante para utilizar los vasos más adecuados. Es necesaria la profilaxis antibiótica con cefazolina o vancomicina.

Los resultados de nuestro grupo coinciden con los de la bibliografía, con una baja permeabilidad primaria y secundaria de las prótesis humeroaxilares para hemodiálisis y una alta mortalidad de estos pacientes a medio plazo.

## Bibliografía

1. López-Revuelta K, Caracho R, García-López F, Gentil MA, Castro P, Castilla J, et al. Informe de diálisis y trasplante año 2001. *Nefrología* 2004; 24: 21-33.
2. Rodríguez-Hernández JA, Gutiérrez-Julián JM. Guía de accesos vasculares en hemodiálisis. URL: <http://www.senefro.com>. Fecha última consulta: 09.01.2005.
3. NKF-K/DOQI Clinical Practice Guidelines for Vascular Access: update 2000. *Am J Kidney Dis* 2001; 37 (Suppl): S137-81.
4. Pisoni RL, Young EW, Dyskstra DM, Grenwood RN, Hecking E, Gillespie B, et al. Vascular access use in Europe and the United States: results from the DOPPS. *Kidney Int* 2002; 61: 305-16.
5. Coburn MC, Wilfred I, Carney WI Jr. Comparison of basilic vein and polytetrafluoroethylene for brachial arteriovenous fistula. *J Vasc Surg* 1994; 20: 896-904.
6. Huber TS, Carter JW, Carter RL, Seeger JM. Patency of autogenous and polytetrafluoroethylene upper extremity arteriovenous hemodialysis accesses: a systematic review. *J Vasc Surg* 2003; 38: 1005-11.
7. Scher LA, Katzman HE. Alternative graft materials for hemodialysis access. *Semin Vasc Surg* 2004; 17: 19-24.
8. Baker LD Jr, Johnson JM, Goldfarb D. Expanded polytetrafluoroethylene (PTFE) subcutaneous arteriovenous conduit: an improved vascular access for chronic hemodialysis. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1976; 22: 382-7.
9. Tellis VA, Kohlberg WI, Bhat DJ, Driscoll B, Veith FJ. Expanded polytetrafluoroethylene graft fistula for chronic hemodialysis. *Ann Surg* 1979; 189: 101-5.
10. Miller PE, Carlton D, Deierhoi MH, Redden DT, Alon M. Natural history of arteriovenous grafts in hemodialysis patients. *Am J Kidney Dis* 2000; 36: 68-74.
11. Gibson KD, Gillen DL, Caps MT, Kohler TR, Sherrard DJ, Stehman-Breen CO. Vascular access survival and incidence of revisions: a comparison of prosthetic grafts, simple autogenous fistulas, and venous transposition fistulas from the United States Renal Data System Dialysis Morbidity and Mortality Study. *J Vasc Surg* 2001; 34: 694-700.
12. Lenz BJ, Veldenz HC, Dennis JW, Khansarinia S, Atteberry LR. A three-year follow-up on standard versus thin wall ePTFE grafts for hemodialysis. *J Vasc Surg* 1998; 28: 464-70.
13. Schuman ES, Standage BA, Ragsdale JW, Gross GF. Reinforced versus non reinforced polytetrafluoroethylene grafts for hemodialysis access. *Am J Surg* 1997; 173: 407-10.
14. Tordoir JH, Hofstra L, Leunissen KM, Kitslaar PJ. Early experience with stretch polytetrafluoroethylene grafts for haemodialysis access surgery: results of a prospective randomised study. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 1995; 9: 305-9.
15. Nyberg SL, Hughes CB, Valenzuela YM, Jenson BM, Benda MM, McCarthy JT, et al. Preliminary experience with a cuffed ePTFE graft for hemodialysis vascular access. *ASAIO J* 2001; 47: 333-7.
16. Sorom A, Hughes CB, McCarthy JT, Jenson BM, Prieto M, Panneton JM, et al. Prospective, randomised evaluation of a cuffed expanded polytetrafluoroethylene graft for hemodialysis vascular access. *Surgery* 2002; 132: 135-40.
17. Lemson MS, Tordoir JH, Van Det RJ, Welten RJ, Burger H, Estourgie RJ, et al. Effects of a venous cuff at the venous anastomosis of polytetrafluoroethylene grafts for hemodialysis vascular access. *J Vasc Surg* 2000; 32: 1155-63.
18. Kaufman JL, Garb JL, Berman JA, Rhee SW, Noris MA, Friedmann P. A prospective comparison of two expanded polytetrafluoroethylene grafts for linear forearm hemodialysis access: does the manufacturer matter? *J Am Coll Surg* 1997; 185: 74-9.
19. Rosas SE, Joffe M, Burns JE, Knauss J, Brayman K, Feldman HI. Determinants of successful synthetic hemodialysis vascular access graft placement. *J Vasc Surg* 2003; 37: 1036-42.
20. Widmer MK, Aregger F, Stauffer E, Savolainen H, Heller G, Hakki H, et al. Intermediate outcome and risk factors assessment of bovine vascular heterografts used as AV fistulas for hemodialysis access. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2004; 27: 660-5.
21. May J, Harris J, Fletcher J. Long term results of saphenous vein graft arteriovenous fistulas. *Am J Surg* 1980; 140: 387-90.
22. Glickman MH, Stokes GK, Ross JR, Schuman ED, Sternberg WC III, Lindberg JS, et al. Multicenter evaluation of a polyurethane vascular access graft as compared with the expanded polytetrafluoroethylene vascular access graft in hemodialysis applications. *J Vasc Surg* 2001; 34: 465-72.
23. Matsura JH, Johansen KH, Rosenthal D, Clark MD, Clarke KA, Kirby LB. Cryopreserved femoral vein grafts for difficult hemodialysis access. *Ann Vasc Surg* 2000; 14: 50-5.
24. Bolton WD, Cull DL, Taylor SM, Carsten CG III, Snyder BA, Sullivan TM, et al. The use of cryopreserved femoral vein grafts for hemodialysis access in patients at high risk for infection: a word of caution. *J Vasc Surg* 2002; 36: 464-8.
25. Vascular Access Society. Guidelines for vascular access for hemodialysis. URL: <http://www.vascularaccesssociety.com>. Fecha última consulta: 09.01.2005.
26. Dammers R, Planken RN, Pouls KP, Van Det RJ, Burger H, Van der Sande FM, et al. Evaluation of 4 mm to 7 mm versus 6 mm prosthetic brachial-antecubital forearm loop access for hemodialysis: results of a randomized multicenter clinical trial. *J Vasc Surg* 2003; 37: 143-8.
27. Weiswasser JM, Kellicut D, Arora S, Sidawy AN. Strategies of arteriovenous dialysis access. *Semin Vasc Surg* 2004; 17: 10-8.
28. Polo JR, Ligero JM, Díaz-Cartelle J, García-Pajares R, Cervera T, Reparaz L. Randomized comparison of 6-mm straight grafts versus 6- to 8-mm tapered grafts for brachial axillary dialysis access. *J Vasc Surg* 2004; 40: 319-24.
29. Lazarides MK, Iatrou CE, Karanikas ID, Kaperonis NM, Petras DI, Zirogiannis PN, et al. Factors affecting the lifespan of autologous and synthetic arteriovenous access routes for haemodialysis. *Eur J Surg* 1996; 162: 297-301.
30. Ascher E, Hingorani A. The Dialysis Outcome and Quality Initiative (DOQI) recommendations. *Semin Vasc Surg* 2004; 17: 3-9.

31. Silva MB J., Hobson RW II, Pappas PJ, Jamil Z, Araki CT, Goldberg MC, et al. A strategy for increasing use of autogenous hemodialysis access procedure: impact of preoperative noninvasive evaluation. *J Vasc Surg* 1998; 27: 302-7.
32. Zibari GB, Gadallah MF, Landreneau M, McMillan R, Bridges RM, Costley K, et al. Preoperative vancomycin pro-
- phylaxis decreases incidence of postoperative hemodialysis vascular access infections. *Am J Kidney Dis* 1997; 30: 343-8.
33. Peleman RA, Vogelaers D, Verschraegen G. Changing patterns of antibiotic resistance- update on antibiotic management of the infected vascular access. *Nephrol Dial Transplant* 2000; 15: 1281-4.

#### *SURGICAL TECHNIQUES IN PROSTHETIC VASCULAR ACCESSES WITH GRAFTS OR OTHER HETEROLOGOUS MATERIALS*

**Summary.** Aims. Our objective is to offer an update regarding the technical characteristics of vascular access grafts, including the materials utilised, the recommended diameters and lengths, the sites of the grafts and antibiotic prophylaxis; we also present the results obtained by our group. Development. A prosthetic vascular access should be utilised once the possibility of using an autologous vascular access has been ruled out. Preferred material is polytetrafluoroethylene (PTFE), which, despite its having a primary patency of 20-50% and a secondary patency of 45-70% at 24 months, has still not been bettered by any other material. Recommended diameter is 6 or 7 mm, and the length should be between 20 and 40 cm. A Doppler ultrasound study should be performed before placement; the recommended minimum diameter of the brachial artery is 3 mm, and that of the veins, 3.5-4 mm. Placement can take the form of a loop or may be straight, and the most common site is brachioaxillary, either straight or in the form of a forearm loop. Antibiotic prophylaxis must be administered. In our service, a total of 276 grafts have been carried out, which account for 17% of all vascular accesses. PTFE was used in all of them, and in 85% the site chosen was brachioaxillary. At 12 months, primary and secondary patency was 49 and 59%, respectively. Conclusions. In spite of attempts to utilise other materials, PTFE remains the most widely recommended for prosthetic vascular accesses; it should, however, only be used once any chance of employing autologous vascular accesses has been ruled out. [ANGIOLOGÍA 2005; 57 (Supl 2): S65-73]

**Key words.** Antibiotic prophylaxis. Dialysis. Graft. PTFE. Surgical technique. Vascular accesses.