
Prótesis aortobifemorales porosidad «O». Resultados tras dos años de experiencia

J. R. Escudero - S. Llagostera, V. Riambau - E. Latorre - L. Upegui - O. Pastor, E. Viver

Angiología y Cirugía Vascolar
Hospital de la Santa Creu i Sant Pau
Barcelona (España)

RESUMEN

En los últimos años han aparecido diversas clases de prótesis de Dacron, con la característica de no tener porosidad al estar cubiertas o impregnadas con varios tipos de sustancias.

En este estudio valoramos los resultados obtenidos con tres tipos de prótesis, diferenciadas entre sí por la sustancia utilizada como impregnación, comparándolas con las prótesis de Dacron utilizadas hasta entonces.

SUMMARY

During the last years diversal types of Dacron prosthesis without porosity (because to be impregnated by different materials) have appeared.

In the presented study, outcomes from three different types of prosthesis (differentiated by the impregnated material) were evaluated and a comparison with clasical prosthesis was made.

Introducción Histórica

Corresponde a un español, el Dr. **José Goyanes Capdevila**, el mérito de practicar el primer injerto arterial en 1906. Utilizó la vena safena para restablecer la circulación arterial después de haber practicado la exéresis de un aneurisma de poplitea (1).

En la misma época las aportaciones de **Carrel** y **Guthrie** sobre la técnica de sutura arterial, que denominaron «sutura perforante» por incluir todas las capas de la arteria, junto a un concepto más claro de la importancia de la asepsia, senta-

ron las bases de la moderna cirugía arterial directa.

No fue hasta 1951 en que **Kunlin** practicó las primeras derivaciones arteriales mediante el «by-pass», fecha que puede darse como clave para el desarrollo de los injertos. Sin embargo, ha sido necesario el paso del tiempo para que dichos injertos puedan ser colocados con ciertas garantías.

Las dificultades e inconvenientes que representan la diferencia de tamaño y calibre entre la vena safena y el sector aorto-iliaco motivó el estudio y hallazgo de diferentes mate-

riales para ser empleados en la revascularización de dicho sector. Mucho camino se ha andado desde entonces. En principio se utilizaron los homoinjertos arteriales, mediante la obtención de arterias de cadáveres recientes. **Gross** y colaboradores (1948) fueron los primeros en usar homoinjertos arteriales. Posteriormente **Woorheen**, **Jaretzki** y **Blakemore** empezaron a utilizar material sintético: el Vinyon-N lo utilizaron en la aorta de perros.

Shumacker, en 1954, utilizó por primera vez el Woven nylon; el teflon fue introducido por **Girvin**, en 1956, y **Knost** y **West**, en 1957, emplearon como material el Dacron, que fue el que se impuso como sustituto más idóneo y ha sido la fibra más utilizada en los últimos 30 años (1).

Sin embargo, todavía no se ha conseguido la prótesis ideal que tenga la «compliance» que tiene una aorta y no se ha conseguido una resistencia adecuada a la infección.

Las características de una prótesis ideal fueron determinadas ya por **Creech**, en 1956, y no han variado hasta la fecha, siendo bien conocidas por todos (2).

Los injertos de Dacron fueron de dos clases: Knitted y Woven; la modificación Velour se añadió años después. Los injertos de punto (Knitted) se hicieron populares porque su pre-coagulación era fácil y su sección era limpia. Los injertos tejidos (Woven) se convierten en material estándar para la sustitución de la aorta o en situaciones de aneurisma rupturado (3).

Evolución Prótesis Dacron

Al estudiar la evolución de las prótesis de Dacron podemos hablar de cuatro generaciones (3):

1ª Generación (Importancia de la porosidad):

Se basó en la teoría de **Gossamer** desarrollada por **Wesolowski**. La incorporación a la prótesis del tejido circundante se consideró esencial (3).

2ª Generación (Importancia de los entramados):

Para lograr una mejor endotelización de la superficie intraluminal. Empezó cuando **De Bakey** propuso la mejora del anclaje de la cara interna mediante una superficie aterio-pelada (Velours). **Sauvage** desarrolló este concepto y dio lugar a la fabricación de prótesis con dicha superficie en las caras interna y externa. Estas prótesis se pre-coagulaban mejor y suponía un mejor anclaje para la neointima.

3ª Generación (Importancia de la solidez):

Tras numerosas referencias de dilatación, roturas, etc. aparecidos al fin de los años 70, los fabricantes generalizan los tricotados encadenados.

4ª Generación (Importancia de la cicatrización):

Con el fin de prevenir las complicaciones evolutivas aparecen dos nuevos conceptos:

Siembra celular

Células endoteliales de venas obtenidas mecánica o enzimáticamente o células mesoteliales de epiplón añadidas a la matriz durante la pre-coagulación. Presentan una cicatrización excelente, pero su uso es difícil de generalizar.

Prótesis compuesta

La pared de la prótesis es impregnada con un componente biodegradable de colágeno o albúmina, no requiriendo pre-coagulación; las ca-

racterísticas de estas prótesis son porosidad O, completa incorporación, reabsorción de la impregnación en unas semanas, no toxicidad y falta de actividad antigénica (4, 6).

Otra sustancia utilizada para impregnación ha sido la gelatina, producto cuyo componente principal es el colágeno y es obtenida del hueso de animales (14). Las primeras publicaciones del uso de colágeno se hicieron en 1960. Posteriormente se ha aprovechado la posibilidad de impregnación para asociar antibióticos y aumentar la resistencia teórica a la infección (9, 10).

Se utilizaron 3 tipos de prótesis con diferentes tipos de recubrimiento: 34 de albúmina, 26 de gelatina y 23 de colágeno.

En todos los casos se utilizó heparinización sistémica peroperatoria.

En la primera parte del estudio se compararon varios parámetros entre las 43 primeras prótesis porosidad O y 32 prótesis de Dacron poroso implantadas en 1987 con el fin de valorar la existencia de diferencias significativas; la segunda parte del estudio refleja el seguimiento de las 83 prótesis a los 2 años de iniciar su utilización.

Tabla I

Estudio comparativo Dacron «poroso» y Dacron «porosidad O»

Parámetro valorado	Poroso (n = 32)	Poros. «O» (n = 43)
Pérdida hemática peroperatoria	1.490 l.	1.370 l.
Tiempo intervención	3 h. 56 m.	3 h. 39 m.
Trombosis peroperatoria	9,37%	9,30%
Trombosis precoz	3,12%	4,65%
Infección herida	12,5%	9,3%

(n = núm. pacientes).

Material y método

En enero de 1988 iniciamos la utilización de injertos de porosidad O, de forma más o menos rutinaria, para la sustitución del sector aorto-ilíaco.

Durante un período de 2 años colocamos 83 prótesis bifurcadas a pacientes varones con un promedio de edad de 62 años; el 80% eran fumadores y el promedio de días de ingreso postoperatorio fue de 11.

La etiología de las lesiones del sector aorto-ilíaco era la arterioesclerosis obliterante en 49 casos (9 de ellos correspondían a Síndrome de Leriche) y el aneurisma aorto-ilíaco en 34 casos, de los que en 20 se asociaban a lesiones obliterantes del mismo sector.

En la tabla I se aprecian las diferencias obtenidas en dicho estudio, donde se valoran las pérdidas hemáticas peroperatorias, el tiempo de duración de la intervención, el número de trombosis peroperatorias, la trombosis precoces y la incidencia de infecciones de la herida quirúrgica. El promedio de 1.370 l de pérdidas hemáticas peroperatorias se reduce a 975 cc. si excluimos del estudio a los aneurismas.

Sólo un paciente presentó fiebre alta sin leucocitosis y sin foco evidente de infección, lo que podía deberse a respuesta inmunológica ante la prótesis impregnada, pero no se confirmó con ningún tipo de estudio.

Las enfermedades asociadas son

las comunes y quedan reflejadas en la tabla II.

Tabla II

Enfermedades asociadas	
H.T.A.	22 (26,0%)
Cardiopatía	21 (25,3%)
Dislipemia	28 (33,0%)
Diabetes	6 (7,2%)
Neoplasia	4 (4,8%)
A.V.C.	10 (12,0%)
EPOC	14 (16,0%)

En cuanto a los antecedentes de cirugía previos, 3 pacientes habían sido intervenidos de By-Pass aorto-coronario, 1 de Hemicolectomía I (Trombosis mesentérica), 3 de TEA carotídea, 4 de Simpatectomía Lumbar y 8 de diversas técnicas de revascularización de extremidades inferiores.

Las técnicas revascularizadoras utilizadas se exponen en la tabla III.

Tabla III

TEA aorto-iliaca	1
TEA ilio-femoral	1
By-pass ilio-femoral	1
By-pass fémoro-poplíteo ...	2
Trombectomía femoral	1
PTA ilíacas	1
Láser angioplastia F-P	1

A nuestra consulta acudieron 12 pacientes con masa pulsátil y sin claudicación intermitente, 12 en grado IIa, 36 en grado IIb, 19 en grado III y 4 en grado IV.

El diagnóstico de Aneurisma fue realizado en 7 casos por otros especialistas, en 11 casos se realizó mediante hallazgo en la exploración física, en 6 casos mediante exámen arteriográfico, en 9 casos durante el acto quirúrgico y en un caso se diagnosticó por ruptura del aneurisma.

Las características de las prótesis quedan expuestas en la tabla IV.

Tabla IV

Impregnación:	
Albúmina	34
Gelatina	26
Colágeno	23
Tamaño:	
Aneurismas: 18×9	11
16×8	22
recta 8 mm ..	1
Lesiones Oblit.: 16×8	48
14×7	1

La sola presencia de un caso de prótesis recta no se debe a que estemos en contra de su uso; al contrario, creemos que debe utilizarse siempre que sea posible, sino a la frecuente presencia de lesiones ocliterantes aorto-iliacas y a que cuando las hemos utilizado han sido prótesis porosadas.

El tipo de anastomosis utilizado a nivel proximal fue la término-terminal en 34 aneurismas y en 8 lesiones ocliterantes y la término-lateral en 41 lesiones ocliterantes. A nivel distal ha sido TT en 9 y T-L en 156, localizándose 1 vez en aorta, 14 en ilíacas, 142 en femoral común y 8 en femoral profunda.

La cirugía asociada al «by pass» aorto bifurcado se expone en la tabla V.

Tabla V

Simpatectomía lumbar unilateral	9
Simpatectomía lumbar bilateral .	8
TEA + profundoplastia unilateral	11
TEA + profundoplastia bilateral .	6
By-pass fémoro-poplíteo ...	2
Resección aneurisma femoral c.	1
By-pass aorto-renal Dr.	1
Reamputación infracondilea .	1

Complicaciones

Durante el acto quirúrgico se presentaron las complicaciones expuestas en la tabla VI.

Tabla VI

Complicaciones peroperatorias

Trombosis by-pass	3
Trombosis una rama	2
Shock hipovolémico	2
Isquemia coronaria	1
Lesión duodeno	1
Desgarro bazo	1

Las trombosis peroperatorias posiblemente se debieron a problemas técnicos (clampaje excesivo, heparinización incompleta, etc.) o a la posible trombogenicidad de la prótesis; en cualquier caso todas se solucionaron con trombectomía simple.

El desgarro del bazo se trataba

Tabla VII

Complicaciones postoperatorias

Neumonía	4	AIT	1
Atelectasia	1	Insuf. Hepática aguda ..	1
I.A.M.	2	Infeció herida	7
AC×FA	2	Trombosis f-p	4
CID	1	Necrosis dedos	1
TEP	1	Shock séptico	1

de un paciente con aneurisma de aorta y riñón «en herradura».

Las complicaciones postoperatorias quedan señaladas en la tabla VII no precisando ningún comentario especial pues son las habituales si exceptuamos un caso de insuficiencia hepática aguda por halotano. Las trombosis del sector fémoro-poplíteo se solucionaron con cirugía de dicho sector.

Resultados

Quedan expuestos en la tabla VIII y simplemente comentaremos el modo con que los solucionamos.

Tabla VIII

Trombosis precoces:

1 rama D	(10 h)	- Gelatina
2 rama I	(24 h)	- Gelatina
1 by-pass	(9 d)	- Albúmina

Trombosis tardías:

1 rama D	(12 m)	- Albúmina
----------	--------	------------

Amputaciones:

2 supracondíleas

Exitus:

1 shock séptico	- (9 días)
1 neo pulmón	- (18 meses)

La trombosis de rama derecha se solucionó con trombectomía y By-pass fémoro-poplíteo a tercera porción. Una de las ramas, la izquierda, precisó trombectomía y profundoplastia, la otra se solucionó con un By-pass corto de PTFE hasta femoral profunda volviendo a tromboarse por lo que se asoció un By-pass fémoro-poplíteo a primera porción.

La trombosis de todo el By-pass al 9º día se intentó solucionar con trombectomía más profundoplastia bilateral, posteriormente el paciente entró en «shock» séptico con puerta de entrada en lesiones isquémicas

de extremidades inferiores que obligaron a amputación supracondílea bilateral siendo posteriormente éxitus.

La trombosis tardía se presentó a los 12 meses y fue debida a una intensa fibrosis intimal a nivel de la anastomosis distal precisando resección de la misma e interposición de un fragmento de PTFE.

Varios estudios comunican que la impregnación con gelatina produce una menor trombogenicidad precoz que la impregnación con colágeno (11). En nuestra serie, aunque es corta, no tuvimos ninguna trombosis precoz ni tardía con las impregnadas de colágeno.

Hemos tenido 2 éxitus, uno ya comentado anteriormente, aproximadamente al 9 día, y otro a los 18 meses por neoplasia de pulmón.

Tampoco hemos constatado ningún caso de infección de prótesis, falso aneurisma ni fístula aortoentérica, aunque como decía el Dr. **Blacklock** «hace falta mucho tiempo para conocer las ventajas de un método de tratamiento, pero hace falta mucho más para conocer sus complicaciones».

Algunos autores comunican que la prótesis de porosidad O provoca una disminución inicial de la deposición de plaquetas (7, 12). Nosotros estamos pendientes de un estudio comparativo en el que valoramos el efecto de la impregnación sobre la tromboformación, valorando diversos parámetros hematológicos.

Discusión

En consecuencia, creemos que las prótesis bifurcadas de porosidad «O», a pesar de su precio algo más elevado, permiten una disminución de las pérdidas hemáticas peroperatorias (13), evitan el tiempo dedicado a la precoagulación y no presentan, a corto plazo, mayores complicaciones que las prótesis de dacron utilizadas previamente, incluyendo las de tipo trombótico; su mane-

jo es agradable y permite un corte fácil sin deshilar (8); tampoco tenemos evidencia de que presenten una biointegración más rápida que las prótesis no impregnadas, como refieren algunos estudios (6, 14), ya que no hemos tenido ocasión ni motivo para un estudio anatomopatológico de las mismas.

Aunque los resultados a largo plazo decidirán su eficacia, nosotros somos actualmente partidarios de su utilización en la enfermedad aneurismática y en la obliterante, sobre todo si se asocian alteraciones hematológicas.

El gran número de modelos de prótesis disponibles y la aparición incesante de nuevos tipos, sirven para confirmar que todavía no existe una prótesis ideal que podamos colocar con toda garantía y quién sabe si, con la oleada continua de nuevos métodos diferentes de tratamiento de la enfermedad arterioesclerótica, algún día deja de ser necesaria la búsqueda de dicha prótesis ideal, con la cual sólo solucionamos un segmento de una enfermedad que es generalizada.

BIBLIOGRAFIA

1. VIVER MANRESA, E.: Tesis doctoral. «Análisis de los resultados obtenidos con el empleo de material sintético de Dacron en el tratamiento de la arteriosclerosis obliterante del sector aorto-ilio-femoral». Barcelona. Instituto Nacional de Previsión. Págs. 13-17, 1973.
2. CORMIER, J. M.: Edit. Toray-Masson, S. A. «Tratado de Técnica quirúrgica». Tomo V. Cirugía de las arterias. 1 Edición. Págs. 56-60, París, 1973.
3. BERGUER, R.: Edit. MCR. S. A. Libro «Symposium International de Angiología y Cir. Vascular». La prótesis de Dacron. Págs. 18 y 20. Barcelona, 1984.
4. D'ADDATO, M.: Edit. MCR. S. A. Libro «Symposium Internacional de Angiología y Cir. Vascular». «Prótesis de Dacron (colágenos)». Págs. 20—21. Barcelona, 1984.

5. ADAM WESOLOW.: Edito. Salvat. «Cir. Vascular. Principios y técnicas». Henry Haimovici. Comportamiento biológico de los injertos y las prótesis. Capítulo V. Paígs. 92-115, Barcelona, 1986.
 6. JERUSALEM, C. et al.: The Formation of a neointima in textil protheses implanted in the aorta of rats and dogs. «Cell Tissue Res», 248: 505-510, 1987.
 7. BIBBY, S. R., CROW, M. J., SHECHAN, S. J., KESTER, R. C.: Should preclotted Dacron grafts still be used? N.H.R.F. Cardiac Research unit, Killingheck Hospital, Pág. 29. Leeds 1987.
 9. CHVAPIL, M., MOORE, W. S., NOLSHIKI, Y.: Biological testin of collagen. Impregnated Dacron Vascular Grafts. «Angio Archiv Bd», 9: (7.11), 1985.
 10. RUBIN, A. L., STENZEL, H., MIYATA, T., WHITE, M. J. and DUNN, M.: Collagen as a vehicle for drug delivery, preliminary report. «J. Clin. Pharmacol», 13: 309-312, 1973.
 11. ASHLEY, S., BROOKS, S. G., LATTIF, A. B., GEHANI, A. A., RAJAH, S. M., DESTIV, R. C.: The influence of collagen and gelatine coating on the trombogenicity of Dacron Vascular grafts. XIX World Congress of the International Society for Cardiovascular Surgery, Toronto, 1989.
 12. MERCIER, C.: Collagen impregnated grafts and platelet adhesion. «Angio. Archiv», 9: 44-46, 1985.
 13. BALZEV, K., WERNEV, H. M., ADAMEK, L., MULLER, C., FOSTEV. H. and CARSTENSEN, G.: Results after implatation of gelatine, Impregnated bifurcated grafts. «The Toracic and Cardiovascular Surgeon», 36: 350-354, 1980.
 14. BORDENAVE, L., CAIX, J., BASSE CATHALINAT, B., BAQUEY, C., MIDY, D., BASTE, J. C., CONSTANS, H.: Experimental evaluation of a gelatin coated polyester graft used as an arterial substitute. «Biomaterials», 10: 235-241, 1989.
-