

## Experiencias con parches autoaloplásticos en cirugía plástica arterial (\*)

GYÖRGY GYURKÓ y PÁL LADÁNYI

Universidad de Ciencias Médicas. Instituto Anatómico Quirúrgico y de Técnica Operatoria (Director: György Bornemisza). Instituto Anatómico, Histológico y Embriológico (Director: István Krompecher). Debrecen (Hungria)

La autoplástica es el método de reemplazo ideal en caso de tejidos enfermos o ausentes. Esto es válido también para la sustitución de los vasos sanguíneos. En el campo de las arterias hemos asistido en las últimas décadas a un adelanto notable con las prótesis de material plástico, si bien numerosas experiencias y observaciones clínicas demostraron a la vez las limitaciones del método. La experimentación con injertos de material plástico puso de manifiesto que mientras para la sustitución de la aorta y sus grandes ramas eran ventajosamente aprovechables, para los de menor calibre (por debajo de los 5 mm de diámetro) los resultados no eran satisfactorios. De tal manera que en los últimos tiempos se vuelve a la práctica de utilizar las propias venas y a la tromboendarteriectomía complementada con parche.

Desde un principio se utilizaron como sustitutos de arterias otros tejidos del cuerpo. fascia (16), pericardio (23, 24), cutis (9, 14, 20 y 32), intestino (29) y peritoneo (30), pero los poco fructíferos resultados obligaron a abandonarlos. Otros autores emplearon tubos de tejidos propios y los formados alrededor de implantaciones.

**Moor** (15) en 1950 observó que al injertar un tubo de polietileno en la aorta del tórax de un conejo se formaba a su alrededor denso tejido fibroso.

**Peirce** (19) implantó en 1953 un tubo, cerrado en sus dos extremos, en la pared del vientre de un perro, envuelto por el músculo recto. El tubo resultó apto para sustituir la aorta: no sufrió dilatación ni degeneró. Los elementos elásticos existentes en la fascia permanecieron y su cara quedó recubierta por endotelio.

**Fontaine** y colaboradores (8) utilizaron experimentalmente en 1953

(\*) Original en español.

un tubo fibroso formado alrededor de polimetilmetacrilato en combinación con fascia.

**Schilling** y colaboradores (25, 26) examinaron en 1959 y 1961 la histoquímica del tejido formado alrededor de una red de acero inoxidable. De acuerdo con sus observaciones era apto para sustituir los vasos sanguíneos. Además (27) en 1964 prepararon con su método tubos fibrocolágenos que injertaron como auto y homotrasplantados en la aorta abdominal, comprobando su funcionamiento por medios clínicos, arteriográficos, histoquímicos, bioquímicos y autoradiográficos. Allí donde no se cometieron errores de técnica, los injertos funcionaron bien, formándose en su interior capas endoteliales.

**Eiken** (6) en 1960 y **Eiken y Norden** (7) en 1961 implantaron unas varillas de polietileno y polivinilcloride junto a la carótida, femoral y aorta abdominal. De este modo formaron «in situ» tubos fibrosos que, a las ocho a catorce semanas, injertaron terminoterminalmente o mejor terminolateralmente. Los trasplantes que no tenían defecto técnico funcionaron perfectamente. Tras incorporarse al sistema arterial sus paredes se engrosaron formando dos capas: la interna constituida por células musculares lisas, finas fibras colágenas y escasas fibras elásticas de forma irregular. Su interior quedó recubierto por células endoteliformes, mientras que su parte externa, de poco contenido celular, estaba compuesta de fibras colágenas que formaban la verdadera pared del injerto. La capa exterior del injerto se hallaba formada por un tejido similar a la adventicia.

**Benjamín** y colaboradores (1) utilizaron en 1963 como injerto un tubo formado alrededor de un conducto de nylon colocado en el canal femoral del perro. Aplicaron este mismo método con éxito en injertos humanos de femoral.

**Bradley** (4) en 1964 realizó experiencias en animales utilizando la aponeurosis del músculo oblícuo externo abdominal que en dos capas aplicó sobre el modelo plástico, envolviéndolo con vion poroso y aplicándolo en la pared de la cavidad abdominal. En esta situación, «in vivo» no sólo sobrevive la aponeurosis sino que en su superficie se forma un nuevo tejido fibroso. Los tubos obtenidos de esta manera se extrajeron a las seis y doce semanas y se utilizaron como injertos en la aorta abdominal. Sobre los injertos se formaron una adventicia y un endotelio nuevos, quedando sin variación los haces aponeuróticos. Tal procedimiento constituía una novedad y era eficaz.

Otro sistema de sustitución de los vasos sanguíneos se debe a **Bornemisza** (2). Este autor en 1952 utilizó el denominado método «autoaloplástico», que en varias ocasiones se mostró eficaz (3). En él unificó el método autoplástico y el de la red de materiales plásticos más tolerados por los tejidos, aumentando así la resistencia del tubo a la dilatación. La red de nailón recubierta con peritoneo propio (autoplástico) en los casos agudos y la red de nailón recubierta por polimetilmetacrilato implantada en el tejido subcutáneo abdominal en los casos crónicos, fueron utilizadas satisfactoriamente. Así obtuvo injertos muy resistentes a la presión, que tanto bajo el aspecto morfológico como funcional resultaron buenos.

**Szöllössy, Bartos y Hübner** (30) utilizaron en 1958 con buenos resultados como sustituto de la aorta abdominal o torácica alterada un tubo de tejido plástico recubierto con pericardio y peritoneo.

**Szöllössy y Bartos** (31) en 1960 emplearon un tubo de nylón recubierto de vena propia. Los resultados no fueron buenos, por trombosis.

**Personett** y colaboradores (17) aplicaron en 1963 un tubo de polipropileno monofilamentoso como revestimiento externo para impedir la dilatación de un injerto de vena en la carótida. Con esta misma intención, **Sparks** y colaboradores (28) utilizaron en 1963, tanto en animales como en el hombre, red de tubo ondulado de teflon sobre la vena.

De los datos mencionados cabe llegar a la conclusión de que los métodos enumerados pueden ser aptos y merecen seguir experimentándose.

Ultimamente se ha utilizado con profusión para cerrar arteriotomías con el fin de eliminar una estenosis el llamado «patch» o parche de vena o arteria propia o de material plástico. Sus problemas los hemos tratado en otro lugar (10, 11). Considerando que la obtención de los parches venosos o arteriales no es fácil y que los materiales plásticos no son aptos para vasos de diámetro menor a los 6 mm, el presente trabajo tiene por finalidad examinar la aptitud de los parches autoaloplásticos obtenidos por modificación del procedimiento de **Bornemisza**. Hemos comparado y analizado los materiales autoaloplásticos obtenidos en diferentes partes del organismo y su incorporación al mismo, utilizando medios angiográficos, macroscópicos, numéricos, hemodinámicos, histológicos e histoquímicos.

## METODOS EXPERIMENTALES

Nuestras experiencias las hemos llevado a cabo en perros de ambos sexos, de peso mediano. Con una preparación con morfina, son anestesiados con Evipan. Antes de implantar los cilindros de polimetilmetacrilato compactos (8 casos) o los tubos de polietileno (4 casos) han sido recubiertos con una pared de poliamid o dacron, esterilizándolos después.

Practicamos laparotomía en 7 animales. En el extremo del omento mayor de 4 de ellos envolvimos un cilindro recubierto por la red, fijándolo con unos puntos; en los otros 3 el cilindro fue colocado en el peritoneo y en la fascia transversal. Cerramos la laparotomía. Por otra parte, en 4 animales implantamos el cilindro o tubo recubierto por la red en la fascia del cuello y en uno en la fascia abdominal o mejor dicho en el tejido conjuntivo subcutáneo.

A las cuatro o seis semanas reoperamos los animales. De los 12 perros quedaron 9, ya que tres murieron por causas sin relación con la operación. Más que en la carótida en la aorta abdominal practicamos una incisión longitudinal de unos 20-40 mm., lo cual supone crear un defecto artificial. Este defecto fue reparado con tubo autoplástico obtenido del cilindro en forma de parche de 20 x 40 x 10-5 mm., según la técnica habitual que publicamos en otra ocasión.

TABLA I

N.º de orden	Días de supervivencia a la operación	Lugar de implantación	Lugar de formación del vaso material autótoplastico	Diámetro del vaso en el lugar del parche en mm.	Variación de la luz en %	Medidas del parche largo por ancho Si + Ko -	Observaciones	
							Al implantar el parche	Al sacrificar el animal
1	5	Aorta abdominal	Omento mayor	6.—	+ 59	—	30×10	Obtenida una tira de pared de 3 mm. Lugar del parche, algo dilatado.
2	10	Aorta abdominal	Omento mayor	6.1	+ 39	—	25×10	Dilatación mínima. Superficie lisa.
3	110	Aorta abdominal	Omento mayor	6.4	+ 36	—	40×10	Dilatación mínima. Al palpar el parche se nota algo compacto.
4	160	Aorta abdominal	Omento mayor	6.1	+ 26	—	30×10	Superficie lisa similar al vaso.
5	250	Aorta abdominal	Peritoneo y fascia transversal	5.4	+ 25	—	25×8	Bien incorporado. Superficie lisa similar al vaso.
6	300	Aorta abdominal	Fascia abdominal	6.—	+ 19	—	20×7	Dilatación mínima
7	150	Carótida común izquierda	Fascia del cuello	1.9	- 52	+	35×5	Dilatación mínima
8	250	Carótida común	Fascia del cuello	2.5	- 61	+	20×5	Condiciones de luz normales
9	300	Carótida común	Fascia del cuello	1.9	- 44	+	20×5	Condiciones de luz normales

Los animales fueron sometidos a tratamiento posterior, aunque sin utilizar anticoagulantes.

Fueron sacrificados tras un período de 5 a 300 días. De algunos de ellos hemos obtenido aortografías. En las autopsias no sólo se efectuaron observaciones macroscópicas sino que también medimos la circunferencia de la arteria no lesionada y a nivel del parche, obteniendo estos datos de la luz interna traspasadas las zonas terminales del parche (Tabla I). El material fue teñido con hematoxilina-eosina, resorcina-fucsina de Van Gieson y según Goldner. Para los análisis histoquímicos de los hidrocarbonatos usamos la técnica de Ritter-Oleson, con sus controles, y la reacción metacromática. La identificación de los elementos elásticos y musculatura lisa se efectuó por medio de la polarización, reacción de anilina.

### VALORACION DE LAS EXPERIENCIAS

No hemos observado diferencias entre los materiales formados alrededor del cilindro de polimetilmetacrilato y del tubo de polietileno, pero dado que en el interior de este último se formó exudación de suero es mejor el anterior.

Alrededor de la implantación en el tejido subcutáneo y en la fascia superficial se formó un tubo de tejido conjuntivo más fino, como en el peritoneo y la fascia transversal, que alrededor de la efectuada en el omento mayor. No obstante, éste resultó también apto para ser utilizado como parche. Los parches son de fácil manejo y según la medida del cilindro se pueden obtener de las dimensiones y formas deseadas. Se suturan bien, no se rompen, son resistentes a la presión y tienen una superficie interna lisa.

En la aorta abdominal, cuyo diámetro es de 5.4 - 6.4 mm, suponiendo una cicatrización, implantamos parches algo más anchos, lo que dio lugar a una dilatación en menor grado. Sin embargo, esta dilatación no aumentó ni sufrió transformación similar a un aneurisma. Tanto la autopsia como la aortografía demostraron que no se produjo obstrucción trombótica. Los parches se incorporaron bien al terreno receptor (fig. 1, a, b y c). Su superficie es lisa, brillante, igual que las partes sanas del vaso. Según demuestran las medidas tomadas, la mínima dilatación que se produjo en el momento de colocar el parche permaneció invariable, sin que se observara retracción cicatrizal ni dilatación progresiva.

En la carótida, la colocación de parches de diámetro 1.9 - 2.5 mm no tuvieron éxito. Dadas las medidas del vaso, más bien dicho de su pared, hacen que esta intervención requiera una técnica muy delicada, a la que nos atuvimos. No obstante, se produjo una obstrucción trombótica, parcial en un caso y total en dos. Debido a la trombosis la luz vascular se estenosó.

El material que se forma alrededor del cilindro de polimetilmetacrilato recubierto con red resultó apto para la vasoplástica. Es manejable, suturable en superficies lisas y a las 4-6 semanas se puede emplear como parche; se tolera bien y es resistente a la presión. En vasos de calibre mediano no hemos observado complicaciones; en los de menor ca-

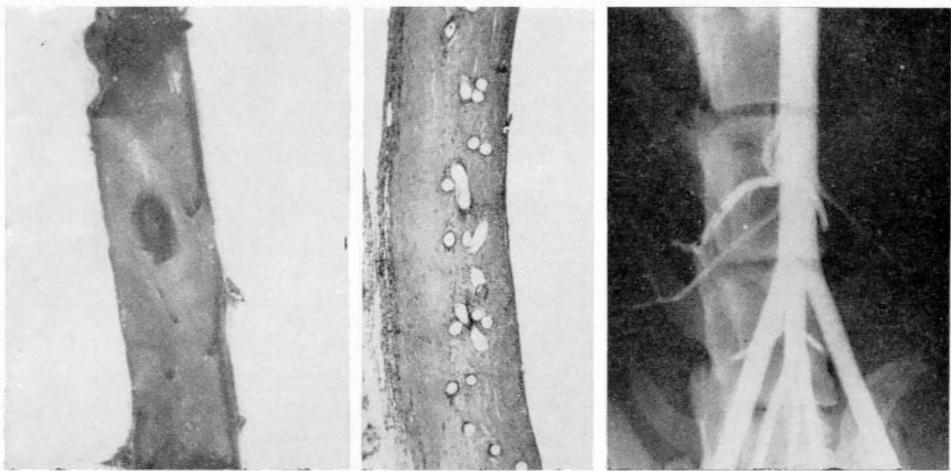


FIG. 1 a

b

c

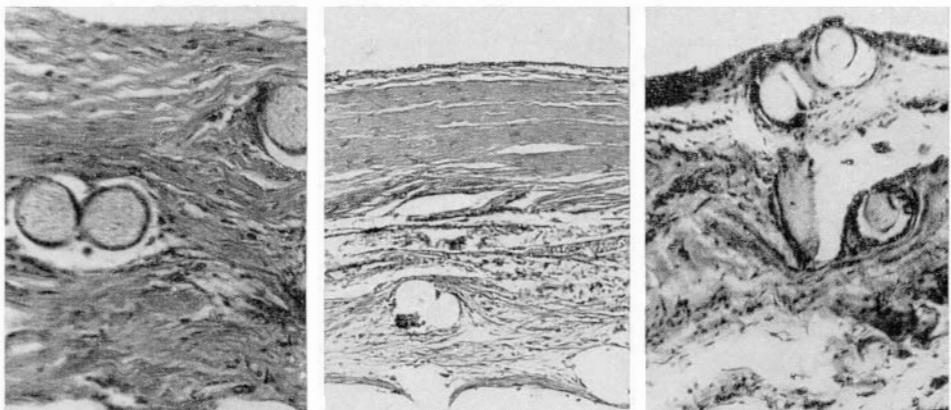


FIG. 2 a

b

c

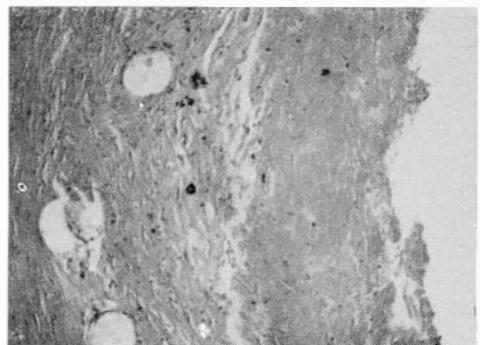


FIG. 3 a

b

libre, la falta de éxito no fue debida al material del parche sino a las conocidas dificultades técnicas.

La desventaja de este procedimiento es que requiere una intervención anterior. Pero dado que se puede efectuar bajo anestesia local y se trata de una intervención mínima, lo que no ocurre en caso de extraer parches de venas o arterias, esta desventaja queda compensada. Así eliminamos el sacrificio de la safena o de alguna arteria a la vez que abreviamos el tiempo de la operación.

En nuestra opinión, vale la pena obtener esta materia autoaloplástica de junto al vaso alterado, injertando cabo a cabo o terminolateral, cuando se va a proceder a un «by-pass» en casos crónicos. Nuestras experiencias futuras servirán este fin.

Los tubos autoaloplásticos tienen la estructura histológica que sigue (fig. 2, a, b y c):

Material obtenido en el peritoneo + fascia transversal: En el interior se formó una capa fibrosa laxa rica en vasos y células, que atraviesa la red. No existe reacción inflamatoria; acaso alguna vez se observan células tipo cuerpo extraño. Su material básico es un mucopolisacárido ácido que no contiene apenas ácido hialurónico sino otros mucopolisacáridos. La capa media consiste en tupidos haces de fibras colágenas con núcleos celulares redondeados relativamente poco diferenciados. Esta capa contiene incorporados el peritoneo y la fascia transversal. En ella están mezclados polisacáridos ácidos con predominio de los mucopolisacáridos; la capa más exterior, de fibras más delgadas y laxas, contiene mucopolisacáridos ácidos. La parte móvil que tiene contacto con los músculos del vientre contiene gran cantidad de fibras elásticas, formadas a efectos funcionales.

Aquella que se formó por implantación en la fascia contiene, comparada con las anteriores, menos células y vasos sanguíneos y la red plástica se halla atravesada por una capa más fibrosa y laxa compuesta más bien por mucopolisacáridos ácidos, recubierta por fuera por una fascia algo más gruesa cuyos componentes son en su mayoría mucopolisacáridos neutros.

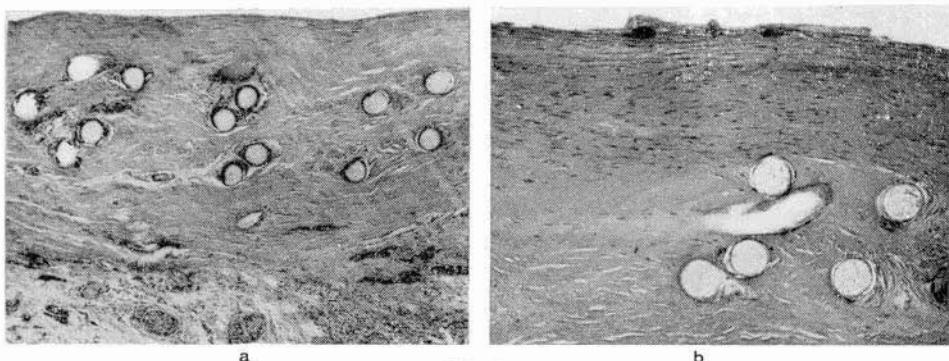
El material obtenido en el omento se halla compuesto por una capa fibrosa colagenosa que en su centro contiene la red plástica. Tanto por dentro como por fuera de ella las fibras son más gruesas. En el centro, alrededor de la red existe una capa más rica en células y vasos sanguíneos y en ella dominan los mucopolisacáridos ácidos y sólo en algunas partes los hay neutros.

De acuerdo con todo lo dicho, las tres formas son aptas para la implantación. No obstante, la que parece mejor es la formada en el perito-

FIG. 1. Parche implantado en la aorta abdominal. a) Aspecto macroscópico, b) histológico (hematoxilina-eosina, 30x) y c) aortográfico. A los 160 días de la operación no se distingue el lugar de colocación del parche.

FIG. 2. Formación autoaloplástica obtenida por implantación del cilindro recubierto de red en: a) omento mayor, b) peritoneo y fascia transversal, c) fascia del cuello. Coloración resorcina, fucsina, Van Giesen. 100x.

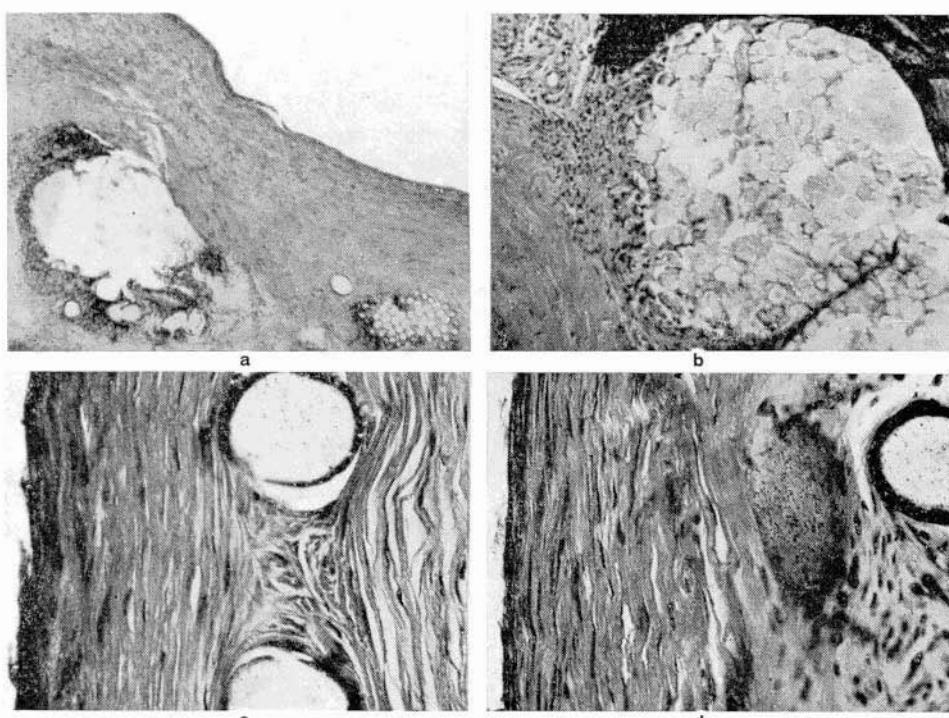
FIG. 3. Aspecto histológico de las capas interiores del parche, capa fibrinosa, capa autoaloplástica, a los cinco días de la implantación. a) Centro del parche, b) borde del parche. Coloración resorcina, fucsina, Van Giesen. 100x.



a

FIG. 4

b



a

b

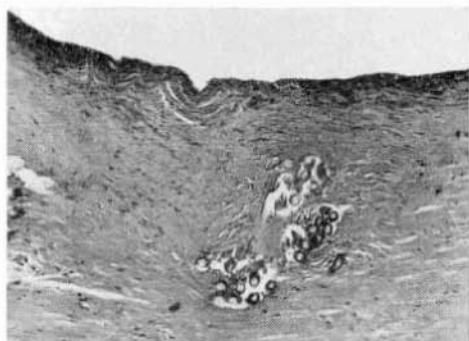
c

d

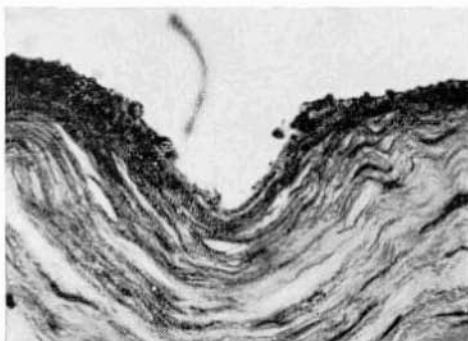
FIG. 5

FIG. 4. Corte tomado de un animal de experimentación a los 110 días de la operación. a) Aspecto general del parche, b) aspecto de la capa interior. En su superficie células endoteliales. Coloración resorcina, fucsina, Van Gieson. 100x.

FIG. 5. Cortes tomados de un animal de experimentación a los 160 días de la operación, en la zona de transición entre vaso sanguíneo y parche. a) Reacción tisular a la seda y al material (coloración hematoxilina-eosina, 50x), b) reacción al hilo de seda (coloración resorcina, fucsina, Van Gieson, 100x), c) y d) capas interiores del parche coloreadas con hematoxilina-eosina a 200x y con resorcina, fucsina, Van Gieson a 200x.



a



b

FIG. 6

FIG. 6. Cortes tomados de un animal de experimentación a los 250 días de la operación. a) Estructura tisular del parche, b) lo mismo a mayor aumento. Superficie cubierta por células endoteliales de núcleo redondo, bajo las cuales se observan fibras elásticas. Coloración resorcina, fucsina, Van Gieson. 400x.

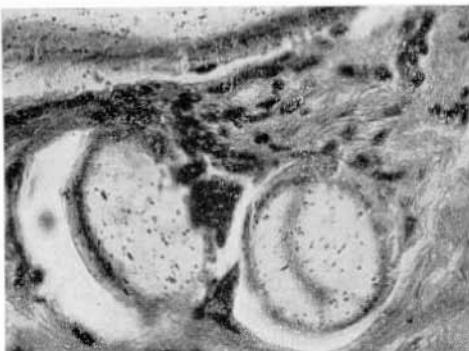


a



b

FIG. 7



c

FIG. 7. Cortes tomados de un animal de experimentación a los 300 días de la operación. a) Red de fibras elásticas bajo la superficie, coloración resorcina, fucsina, Van Gieson. 200x, b) células musculares lisas con plasma claro entre y debajo de las fibras elásticas, coloración resorcina, fucsina, Van Gieson. 400x, c) estructura tisular alrededor del hilo plástico, coloración Goldner. 400x.

neo y fascia transversal, luego la formada en el omento y por último la de la fascia.

Seguimos por orden cronológico la suerte seguida por los parches y observamos lo siguiente:

El parche trasplantado hacia 5 días quedó recubierto por una capa fibrinosa que, rellenado el borde, transpasó sobre la pared de la arteria (fig. 3, a y b). Entre las mallas de la red existen más células de tejido conjuntivo que en las capas interna y externa. Los capilares no son visibles, sólo en los bordes. Alrededor de las suturas se comprueba una reacción inflamatoria con infiltrado de células redondas. La pared del vaso más ácida contiene mucopolisacáridos neutros en manchas aproximando los bordes; el parche es moderada y difusamente PAS positivo.

La superficie interna del parche que lleva 110 días se halla recubierta por una capa endotelial, pero los núcleos celulares son ovalados o alargados. Ella y la capa formada entre las mallas de la red son más ricas en células. Fuera de las células conjuntivas cabe observar células parecidas a la musculatura lisa y en la parte interna una capa de fibras elásticas finas no coaligadas. La capa externa es más pobre en células, en forma de sarmientos dispersos contiene fibras elásticas en su mayor parte de recorrido longitudinal, siendo visibles en los cortes transversos. La pared del vaso y la del parche dan reacción mucopoliscárida ácida, la del parche en mayor grado, si bien en la capa interior del mismo correspondiente a las fibras elásticas está atravesada por una línea neutra. Las suturas se hallan encapsuladas (fig. 4, a y b).

En los parches de 160 días, la capa endotelial se halla bien separada. Comparada con la de la anterior, bajo ella hay menos células. Inmediatamente debajo de dicha capa existe una red de finas fibras elásticas. En cierto grado es parecida a la elástica interna. Más debajo aún cabe encontrar una zona rica en fibras colágenas, musculatura lisa de núcleos redondeados cuyo plasma amarillo es coloreable por el Van Gieson. Alrededor se observa un tejido más laxo y algunas células conjuntivas. Por fuera existe una capa adventicial rica en vasos que se separa del tejido implantado y que en su interior cabe observar elementos elásticos, granulados. Los mucopolisacáridos son muy similares a los de la arteria receptora. Su capa interior es principalmente neutra, como lo son ácidas la central y exterior (fig. 5, a, b, c y d).

Los parches que llevan 250 días están recubiertos en su interior por células endoteliales de núcleos redondos. Comparados con los anteriores, fuera de la capa fibrosa elástica, bajo el endotelio, al corte transversal se ven fibras longitudinales numerosas. La presencia de musculatura lisa es cierta, cuyas células perece que migraron de la capa media del vaso receptor. Los mucopolisacáridos son parecidos a los anteriores (fig. 6, a y b).

En los que llevan 300 días la estructura del tejido es similar a los anteriores, si bien la capa elástica está mejor formada y es más fuerte, disponiéndose en una red de varias capas concéntricas. La presencia de musculatura lisa es aquí más evidente. En los dos bordes, alrededor de las células se observa substancia básica basófila que contiene células redon-

das mayores y que se tiñen por el azul de toluidina de gamma metacromasia (fig. 7, a, b y c).

La incorporación de los parches se desarrolla con uniformidad, sin que existan diferencias en su evolución y resultado final según donde se hayan formado. El punto de partida es siempre la placa de fibras colágenas que se forma entre las mallas de la red cuya superficie interna es lisa, la cual sirve de marco para la construcción de la nueva pared del vaso. En la implantación y por la manipulación operatoria aparecen en los bordes, en especial alrededor de las suturas, procesos inflamatorios, que al ser incorporados los hilos, desaparecen. En la superficie interna se sedimenta una capa fibrinosa que, llenando las irregularidades, crea una superficie lisa.

El crecimiento de los capilares se inicia en los bordes y el crecimiento del tejido conjuntivo en la superficie externa aumenta el grosor original de la pared. Con la incorporación de la capa fibrinosa se forma, más tarde, una nueva capa interna constituida por células y fibras conjuntivas que adhiere el parche, en cuya superficie externa se forma una rica capa de capilares. La parte interior de la superficie queda cubierta por células endoteliales que, si antes eran irregulares, a medida que pasa el tiempo, se van regularizando convirtiéndose al final en similares del todo al endotelio del vaso receptor. Según nuestras observaciones surgen de las células pluripotentes del tejido conjuntivo. En cuanto al núcleo ovalado de las células endoteliales, se hacen redondos.

En el período inicial hallamos un número reducido de elementos finos, elásticos, en la capa interna, estableciéndose luego una organización regular. Es seguro que estos elementos se forman por efecto de la función y lugar. Paralelamente a ello se constituyen los elementos musculares lisos. Al principio sólo hallamos células conjuntivas similares al músculo liso. Más adelante toman las características completas de dicho músculo en la capa interior. De la formación de estas células encontramos datos en la literatura (5, 12, 13). Es posible que se formen *«in situ»*, pero también es posible que emigren de la capa media del vaso, como hemos podido comprobar por indicios en nuestras observaciones.

Podemos decir, **en resumen**, que en el parche se forma una estructura similar en muchos aspectos a la pared normal del vaso receptor. La neoíntima queda limitada por una capa algo parecida a la membrana elástica interna. La capa media, que en su mayor parte comprende las fibras colágenas, encierra en sí la red; y en sus capas interiores contiene los elementos elásticos y músculos lisos. El número de estos va en aumento de modo gradual, si bien al final del período de diez meses vimos al examinarlos que no llegó ni por aproximación a la cantidad normal del vaso, y posiblemente nunca hubiera llegado. De igual modo se forma por fuera la capa adventicial.

En nuestras experiencias hemos observado que la placa formada alrededor del cilindro de polimetilmetacrilato recubierto con una red de poliamid se adapta, injertada en las arterias, perfectamente al ambiente. En casos en que los vasos son de menor diámetro, el fracaso se debe a las

dificultades técnicas conocidas y no al material injertado. El procedimiento descrito es, pues, apto también en la práctica de la arteriotomía, lo mismo que para corregir desgarros de los vasos mediante un parche y sin estenosis. Es útil a la vez para practicar injertos de arterias, en especial cuando la formación del tubo a injertar se forma longitudinal y transversalmente «in situ» al lado del vaso que se va a injertar.

### RESUMEN

Los autores procedieron a implantar un cilindro de polimetilmacrilato recubierto por una red plástica en diferentes lugares del cuerpo. La formación autoaloplástica resultante sobre la superficie del cilindro la utilizaron como parche arterial. Exponen sus resultados y observaciones, siguiendo el proceso de incorporación del parche durante diez meses por medio de exámenes arteriográficos, numéricos, histológicos e histoquímicos. El método parece apto para ser utilizado en la práctica en el cierre de arteriotomías y desgarros no circulares sin que quede estenosis vascular. Los resultados obtenidos parecen invitar a obtener tubos autoaloplásticos «in situ» al lado de los vasos alterados que van a ser injertados por procesos crónicos.

### SUMMARY

In the last years it has been repeatedly proved that synthetic grafts, while being very useful in arteries well over 5 mm. of diameter, cannot be successfully used in arteries under this caliber. Return to endarterectomy and patch in vessels other than the aortoiliac segment was the logical reaction. But the material used for patching, either vein, Dacron, Teflon, etc... is not completely satisfactory in all cases. More and more authors seem to believe that return to autoplastic material for patching and grafting is the best method. A revision is made of the different methods to obtain autoplastic material. Most of the methods employed were successful.

A personal technic will now be presented, to obtain autoallographic material. The material thus obtained may be used for grafting and patching, for the closure of an arteriotomy, or the susure of an arterial tear.

The author employs cylinders of polimethylmetacrylate recovered by a plastic netting which are inserted in different locations of the body of a dog. In a series of 12 dogs (males and females), the tube was inserted in such places as: peritoneum, fascia transversalis, fascia of the neck, and subcutaneous tissue.

Conclusions and results are exposed following the formation of the new autoallographic material for a period of 10 months by means of arteriographic, histologic and histochemical studies. It appears that after such a number of months the autoallographic material has an histologic structure very close to the one of the arterial wall.

The results obtained seem to be reassuring about the usefulness of autoallographic tubes obtained with this technic.

We believe the method of choice in patients having to endure arterial surgery is to insert previously a polimethylmetacrilate tube near the vessels which are going to be manipulated in order to obtain a material apt to be used as a graft or patch.

The only disadvantage of the method is that it requires a previous surgical procedure. But this first operation can be performed under local anesthesia.

## BIBLIOGRAFIA

1. BENJAMÍN, H. B.; BECKER, A. B.; PAVLOWSKI, E. J.: "Angiology", 14: 390;1963.
2. BORNEMISZA, Gy.: "Acta Morph. Acad. Sci. Hung.", 8:27;1958.
3. BORNEMISZA, Gy.: "Orv. Hetil.", 105: 1393;1964.
4. BRADLEY, J.: "Brit. J. Surg.", 51:774;1964.
5. CLARK, E. R. y CLARK, E. L.: "Amer. J. Anat.", 66:1;1940.
6. EIKEN, O.: "Acta Chir. Scand.", 120:47;1960.
7. EIKEN, O. y NORDEN, G.: "Acta Chir. Scand.", 121:90;1961.
8. FONTAINE, R.; KIM, M.; KIENY, R.: "Presse Médicale", 61:1791;1953.
9. GEBAUER, P. W.; MASON, C. R.; CHUN, A. K. S.; CONNOR, M. R.: "J. Thorac. Cardiovascular Surg.", 47:151;1964.
10. GYURKÓ, Gy.: "Acta Chir. Acad. Sci. Hung.", 7:99;1966.
11. GYURKÓ, Gy.: "Magy. Seb.". En publicación.
12. HAUST, M. D.; MORE, R. H.; MOVAT, H. Z.: "Amer. J. Path.", 37:377;1960.
13. HIERTON, T.: "Acta Orthop. Scand.", suppl. 10;1952.
14. HORTON, C.; CAMPBELL, F.; CONNAR, R.; SMITH, A.; PICKRELL, K.: "Surgery", 39:926;1956.
15. MOORE, H. D.: "Surg. Gyn. Obst.", 91:593;1950.
16. NEUHOF, H.: "Surg. Gyn. Obst.", 26:324;1918.
17. PARSONNET, V.; LARI, A. A.; SHAH, J. H.: "Arch. Surg.", 87:696;1963.
18. PEARSE, A. G. E.: "Histochemistry", J. and A. Churchill, London 1961.
19. PEIRCE, E. C.: "Surgery", 33:648;1953.
20. PRATT, G. H.: "Surg. Gyn. Obst.", 107:107;1958.
21. RITTER, H. B. y OLESON, J. J.: "Amer. J. Path.", 26:639;1950.
22. ROMEIS, B.: "Mikroskopische technik". R. Oldenbourg, München 1948.
23. SAKÓ, Y.: "Surgery", 30:148;1951.
24. SAKÓ, Y. y VARKÓ, R. L.: "Surgery", 51:465;1962.
25. SCHILLING, J. A.; JOEL, W.; SHURLEY, H. M.: "Surgery", 46:702;1959.
26. SCHILLING, J. A.; SHURLEY, H. M.; JOEL, W.; RICHTER, K. M.; WHITE, B. N.: "Arch. Path.", 71:548;1961.
27. SCHILLING, J. A.; SHURLEY, H. M.; JOEL, W.; WHITE, B. N.; BRADFORD, R. H.: "Ann. Surg.", 159:819;1964.
28. SPARKS, C. H.; MELGRAD, M. A.; RAAF, J.: "Angiology", 14:542;1963.
29. SZOLLÓSSY, L. y BARTOS, G.: "Zbl. Chir.", 83:616;1958.
30. SZOLLÓSSY, L.; BARTOS, G.; HÜBNER, H.: "Bruns' Beitr. Klin. Chir.", 197:295;1958.
31. SZOLLÓSSY, L. y BARTOS, G.: "Magy. Seb.", 13:364;1960.
32. WAGNER, M.; BENJAMÍN, H. B.; ZEIT, W.; KUZMA, J.: "Angiology", 9:253;1958.