



UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA

FACULTAD DE CIENCIAS MEDICAS

PROTESIS ARTERIALES

JULIO QUEVEDO ESCOBAR

TESIS PRESENTADA A LA JUNTA DIRECTIVA

DE LA

FACULTAD DE CIENCIAS MEDICAS

EN EL ACTO DE SU INVESTIDURA DE

MEDICO Y CIRUJANO

GUATEMALA, JUNIO DE 1960

TIP. SÁNCHEZ & DE GUISE
8ª Av. N° 12-58.—ZONA 1. GUATEMALA, C. A.

PROTESIS ARTERIALES

INTRODUCCION

Desde tiempo inmemorial, realmente desde que existe sobre la faz de la tierra, el hombre ha sostenido una lucha continua por su supervivencia. Ha luchado contra los elementos naturales, contra los animales, contra otros hombres, y contra sí mismo. En esta lucha constante el hombre aprendió a vestirse y a abrigarse para defenderse de las inclemencias del tiempo; inventó armas y aguzó su inteligencia para sobreponerse a los animales que le disputaban el derecho de vivir en este mundo; inventó y perfeccionó el arte de la guerra para exterminar a sus semejantes, y desarrolló la medicina para defenderse de las enfermedades.

Han pasado miles de años desde que el hombre apareció sobre la tierra, y sigue luchando contra sus enemigos de siempre. Y pasarán muchos miles más, y seguramente seguirá empeñado en esta lucha encarnizada, de la que nunca saldrá vencedor absoluto.

Hemos de reconocer, sin embargo, que se han hecho grandes progresos. Se ha aprendido a usar los elementos naturales, y aunque algunas veces todavía se salen de control, la mayor parte del tiempo trabajan para el hombre. Este ha establecido su supremacía indiscutible sobre las demás especies de la creación, y puede decir con absoluta seguridad que él es el amo del mundo. Ha seguido luchando con sus semejantes, y cada día inventa armas más efectivas para destruir a sus enemigos, sin ponerse a pensar que bien podría, de repente, destruir a toda la especie humana. Y ha convertido a la medicina en una ciencia muy avanzada que le permite luchar contra la mayoría de las enfermedades, y ha logrado prolongar ostensiblemente el promedio de vida del ser humano.

La medicina ha pasado por varias etapas. Al principio únicamente se limitaba a ayudar al organismo enfermo a defenderse por sí mismo; era algo parecido a lo que en la actualidad se llama medicina naturalista, y consistía más que nada en la administración interna o externa de sustancias que se suponía eran capaces de esti-

mular a un organismo enfermo para lograr su curación. Aunque muchas de las sustancias usadas carecían por completo de algún valor efectivo, y la medicina estaba en ese tiempo bajo el influjo de las llamadas "ideas mágicas", hay que hacer notar que algunos medicamentos eran realmente efectivos y aún conservan su importancia en la medicina moderna.

Con el tiempo la medicina evolucionó, y nació lo que podría llamarse en la actualidad "pequeña cirugía." Se drenaban abscesos, se hacían reducciones de fracturas por maniobras externas, etc. Ya no se trataba simplemente de fortalecer al organismo, sino que se hacía algo objetivo que dejaba de ser una simple ayuda para convertirse en un procedimiento curativo directo y visible.

Pero el hombre continuaba temiéndole al interior de su organismo, y no se atrevía a penetrar en él. Notable excepción de esta etapa eran los médicos egipcios que hacían trepanaciones de cráneos en los pacientes moribundos.

No fue sino hasta que se descubrieron la asepsia y la antisepsia que la medicina dio otro gran paso hacia adelante. La cirugía tomó gran auge, y el hombre comenzó a estudiar las entrañas de su organismo. Descubrió que muchos órganos internos se enfermaban a tal grado que ya no tenían ninguna función y, además, ponían en peligro la vida del enfermo. Con el advenimiento de la anestesia el médico se atrevió a entrar al interior del organismo humano a quitar los órganos enfermos; aprendió a quitar apéndices, vesículas, riñones, tumores; aprendió a sacar cuerpos extraños introducidos accidentalmente al organismo, etc.

Más tarde, como era natural, no satisfecho con sólo quitar los órganos enfermos, empezó a pensar en repararlos y lograr conservarles su función. Entramos entonces en el período glorioso de la cirugía moderna, la cirugía reparativa. Se corrigen hernias, se corrigen estrecheces del tubo digestivo, se suturan vasos sanguíneos, se hacen nuevas vías de drenaje a los líquidos orgánicos, se corrigen defectos congénitos cardíacos; en fin, se trata de reparar todo lo que se encuentra lesionado, ya por un accidente, ya por una enfermedad, o bien por una tara congénita.

Naturalmente, el cirujano se encuentra con muchos órganos dañados a tal extremo que ninguna reparación es posible. ¿Qué hacer entonces? Sustituirlos es la respuesta lógica. Pero inme-

diatamente se presenta una nueva interrogación: ¿Con qué? La respuesta final a esta pregunta todavía no ha sido encontrada, pero se trabaja con mucho empeño por hallar sustitutos funcionalmente perfectos de los distintos órganos del cuerpo humano.

Hasta la fecha tres son los caminos que se presentan para resolver el problema. Primero se pensó en usar órganos homólogos de otro ser humano, luego en usar órganos heterólogos de un animal de distinta especie, y finalmente en usar órganos artificiales, fabricados por el hombre, que aunque tuvieran distinta forma llenaran satisfactoriamente la función.

La experiencia obtenida hasta la fecha indica que este problema no hay que enfocarlo tomando al hombre como un todo, sino como un conjunto de órganos, ya que se ha demostrado que un método sustitutivo que es muy aceptable para un órgano puede ser de muy poco valor para otro.

En el presente trabajo nos ocuparemos exclusivamente de la sustitución de las arterias en el hombre; analizaremos los problemas específicos de este tipo de sustitución; haremos un resumen de las experiencias de distintos autores, y finalmente expondremos los resultados de nuestro modesto trabajo experimental hecho en el Laboratorio de Cirugía Experimental de la Facultad de Medicina, durante los últimos tres años, bajo la dirección del Dr. Julio de León.

HISTORIA

Buscando una solución al problema de sustituir arterias, los investigadores han probado los tres métodos ya descritos, y que en este caso serían arterias de otro hombre, arterias de animales y arterias artificiales. Algunos también han probado venas del mismo hombre. Hay que hacer hincapié en que muchos trabajos han sido experimentales, usando animales de laboratorio, sobre todo perros, y aunque los resultados obtenidos no tienen necesariamente que ser iguales en todas las especies animales, sí se pueden sacar de ellos muy valiosas conclusiones.

INJERTOS DE ARTERIA DE UN ANIMAL EN OTRO DE LA MISMA ESPECIE

Alexis Carrel fue posiblemente el primero en sustituir la aorta de un animal con la aorta de otro animal de la misma especie. Sus experimentos fueron realizados alrededor de 1908, con relativo éxito. Guthrie, más o menos al mismo tiempo, realizó experimentos de sustituciones de aortas en animales, usando homoinjertos y heteroinjertos. Sus resultados no fueron concluyentes.

El trabajo experimental de estos dos hombres fue ignorado y olvidado durante más de 35 años, y no fue sino hasta 1947 en que el Dr. Gross, encontrándose con el problema de tener varios pacientes con coartación de la aorta en los que por la extensión de la coartación era imposible efectuar una anastomosis término-terminal, decidió probar homoinjertos vivos. Obtuvo las arterias de cadáveres frescos de personas jóvenes, sin ninguna enfermedad arterial, y las conservaba en suero homólogo al 10% y solución salina balanceada a la que había agregado un poco de penicilina. Las arterias se mantenían vivas en esta solución solamente unas pocas semanas, por lo que era prácticamente imposible mantener una reserva.

En el año de 1951, Marrangoni y Cecchini, y Natellis y Visalli introdujeron el método de la liofilización o "freeze-drying" para la conservación de los homoinjertos. Ellos demostraron que se podían tomar arterias de donadores jóvenes, que no tuvieran arterioesclerosis, ser sometidas al procedimiento de la liofilización, guardarlas en tubos al vacío, y conservarlas indefinidamente. Con este procedimiento ya era posible establecer bancos de arterias y mantener una reserva adecuada. Al principio se tomaban las arterias en autopsias asépticas, pero luego se desarrollaron métodos de esterilización que hicieron innecesarias estas precauciones. Estos métodos usan sustancias químicas como el óxido etileno y el beta-propio-lactone, o bien radiaciones ya sean de rayos catódicos o de bomba de cobalto. Todavía existe controversia sobre si estos métodos de esterilización pueden ocasionar degeneración exagerada de los injertos, pero aún no hay conclusiones definitivas.

En 1954, Kimoto, Sugie y Tsunoda desarrollaron un método más sencillo para preservar los homoinjertos, método que usa como agente principal el alcohol etílico al 70%.

INJERTOS DE ARTERIA DE UN ANIMAL EN OTRO DE DISTINTA ESPECIE

Desde que Guthrie en 1912 hizo experimentos usando heteroinjertos casi todos los investigadores han vuelto a ensayarlos, pero ninguno ha obtenido buenos resultados. Parece que, por lo menos en lo que a arterias se refiere, los injertos de un animal a otro de distinta especie no son satisfactorios.

INJERTOS DE VENA AUTOGENA

Pringle, en 1913, reportó dos casos en los que había usado vena del mismo paciente para mantener circulación arterial directa.

Blakemore, en 1947, desarrolló una técnica para anastomosar una vena a una arteria sin hacer sutura. Los injertos hechos en humanos dieron buenos resultados en áreas de buen soporte muscular. Este procedimiento fue usado con bastante éxito en lesiones de arterias de pequeño calibre en la guerra de Corea.

Johnson y Kirby, en 1949, demostraron que el injerto de vena forma un aneurisma si no tiene un buen soporte muscular, como en el caso de la aorta. El peligro del aneurisma es la ruptura, y la muerte por hemorragia.

INJERTOS DE ARTERIAS ARTIFICIALES

Alexis Carrel, en 1912, usó tubos de vidrio y de aluminio, revestidos en su interior con parafina, en lugar de la aorta torácica de varios animales. Sus resultados inmediatos eran buenos, pero todos los animales presentaron trombosis tardía. Además, la ligadura de la arteria sobre el tubo producía necrosis de los extremos de la aorta, con desgarrar, y muerte por hemorragia. Revestía los tubos con parafina por el valor teórico que ésta tiene como repelente del agua, hecho que se suponía que impediría la trombosis.

Tuffier, en la primera guerra mundial, usó tubos de plata, también revestidos de parafina, en lesiones arteriales, pero la mayoría se trombosaron en menos de cuatro días, y el mejor de todos duró permeable 10 días.

Murray y Jones, en 1940, experimentando en perros, usaron tubos de vidrio y además grandes cantidades de heparina. A pesar de la heparina los tubos se ocluían en menos de 72 horas.

Blakemore, en 1942, usó tubos de vitalio en perros, pero se trombosaban en menos de 5 días.

Durante la segunda guerra mundial se intentó reparar arterias lesionadas con tubos de polietileno. Los resultados fueron malos.

Hufnagel usó más tarde tubos pulidos de metil-metacrilato en aortas torácicas de perros. Sus resultados fueron bastante buenos, pero una de las razones por las que tuvo pocas trombosis fue el gran diámetro del tubo, que era de 13 mm.

Donovan, en 1949, probó tubos de polietileno en la aorta de perros, obteniendo regulares resultados. Más tarde intentó mejorar sus estadísticas usando heparina y cubriendo el tubo por dentro con silicón, pero obtuvo los mismos resultados.

En 1952 Voorhees, Jaretzki y Blakemore empezaron a usar tubos construídos con fibras sintéticas. Presentaron un trabajo en que reportaron haber sustituido la aorta abdominal de 15 perros con tubos hechos de Vinyon N. De los 15 animales operados sólo 3 presentaron trombosis, lo que constituyó un adelanto enorme, pues en los trabajos anteriores casi todos presentaban trombosis.

Fue este trabajo Voorhees, Jaretzki y Blakemore el que dio origen a la era de los materiales plásticos como sustitutos arteriales, y desde entonces se han hecho innumerables estudios, buscando el material ideal y el tipo de tubo ideal para reemplazar a las arterias humanas dañadas.

HOMOINJERTOS ARTERIALES

De todos los procedimientos empleados para sustituir arterias lesionadas, únicamente dos han demostrado ser efectivos. Estos dos métodos son el que usa homoinjertos y el que usa materiales plásticos.

El uso de homoinjertos es preferido por muchos autores, y es una idea muy generalizada que aunque los materiales plásticos prometen mucho, y seguramente lleguen a ser los sustitutos ideales,

todavía les falta perfeccionarse y no ofrecen el grado de seguridad que dan los homoinjertos, sobre todo en sustituciones de arterias de pequeño calibre.

Como es prácticamente imposible tener a mano injertos absolutamente frescos, se han ideado varios métodos para poderlos conservar indefinidamente y usarlos en el momento adecuado. De todos los métodos ensayados, dos han demostrado ser satisfactorios y relativamente fáciles de ejecutar. El más antiguo de ellos es el de la congelación, y el segundo, más reciente y un poco más efectivo, es el de la liofilización o "freeze-drying."

El método de la congelación fue probado por primera vez en 1950. Consiste fundamentalmente en colocar los injertos en un recipiente rodeado de hielo seco; alrededor del hielo seco se coloca una capa aislante de corcho, y todo esto se mete en un congelador corriente. La temperatura del congelador debe ser menor de -20°C . En esta forma los injertos son conservados a -79°C . Antes de ser usados, los injertos deben ser restituidos a la temperatura normal, por lo que deben ser colocados en una solución estéril de cloruro de sodio, isotónica. Este método ha demostrado ser muy efectivo, siendo su único inconveniente que la congelación produce cristales de hielo en las células del injerto, causando estos cristales ligeras modificaciones en la estructura histológica. Sin embargo, estas modificaciones no parecen ser gran molestia, y los injertos trabajan satisfactoriamente.

El método de la liofilización o "freeze-drying" fue introducido en 1951 por Marrangoni y Cecchini, y por Natellis y Visalli, y ha sido modificado y perfeccionado por otros investigadores. Fundamentalmente consiste en extraer del injerto toda la cantidad de agua que sea posible, y luego congelar el injerto y conservarlo así. El procedimiento es parecido al desarrollado originalmente por Sir Alexander Fleming para desecar la penicilina. Se somete el injerto a un vacío casi absoluto, y al mismo tiempo se enfría por la proximidad de una cantidad de hielo seco. Con un procedimiento bien hecho se puede lograr la extracción de hasta un 99.2% del agua.

Como es natural, teniendo un contenido tan escaso de agua estos injertos pueden ser congelados sin que se formen cristales, y las alteraciones histológicas son tan pequeñas que prácticamente

no se puede distinguir entre un injerto fresco y uno liofilizado. Durante mucho tiempo los injertos liofilizados se guardaban en frascos al vacío, pero ésta era una de las maniobras más difíciles del procedimiento. Ultimamente, por recomendación del Doctor Creech, los injertos se guardan en frascos que contienen nitrógeno a la presión atmosférica; el procedimiento se simplificó, y siendo el nitrógeno un gas inerte a bajas temperaturas, no ejerce ninguna acción sobre el injerto.

Al principio todos los injertos eran tomados en autopsias ejecutadas con todos los cuidados de la asepsia, pero esto era un gran inconveniente, por lo que se empezaron a buscar procedimientos que por medios físicos o químicos hicieran una esterilización absoluta sin alterar las propiedades de los injertos. Entre las sustancias que pueden hacer una esterilización química sin alterar mayormente la estructura del injerto tenemos el óxido etileno y el beta-propio-lactone. Entre los métodos físicos tenemos la radiación, ya sea de rayos catódicos o de bomba de cobalto.

La esterilización con óxido etileno es muy efectiva, pero algo difícil, debido a su volatilidad (se vuelve gas a la temperatura de 10°C). Se recomienda hacer el procedimiento al aire libre, pues además de volátil el óxido etileno es tóxico y explosivo. Los tubos que contienen los injertos son llenados con óxido etileno, y después de 30 minutos el líquido se bota y rápidamente se evapora. Después los injertos pueden ser refrigerados o liofilizados. Como el óxido etileno es un débil disolvente de la grasa, se supone que el injerto pierde un poco de su contenido graso. No se produce ninguna alteración de las fibras elásticas. Algunos autores creen que se modifica un poco el poder antigénico de las proteínas.

Por sus inconvenientes se buscó un sustituto del óxido etileno, encontrándolo en el beta-propio-lactone, que es un producto de desecho en la fabricación de llantas. El beta-propio-lactone es un líquido incoloro, no inflamable y no explosivo, con un punto de ebullición de 74°C. Es irritante, y en concentraciones entre 0.3 y 1.0% tiene gran poder bactericida, virucida y fungicida, sin alterar las proteínas de los tejidos. No altera la elasticidad ni la fuerza de tensión de las arterias. No altera la estructura histológica ni las propiedades físicas de los tejidos en concentraciones menores

del 1%. Como esterilizante de injertos de arterias se usa a la concentración del 1% con la técnica siguiente: se lava el injerto inmediatamente de tomado con solución salina estéril, se quitan la grasa periarterial y el tejido conectivo areolar; el injerto limpio se mete en un frasco mantenido entre hielo y que contiene una solución salina normal tampón (se agregan 1.68 grs. de NaHCO_3 por cada 100 c. c. de solución, y como indicador se usa rojo fenol en la cantidad de 5 mlgs. por cada 100 c. c.); se agrega ahora el beta-propio-lactone hasta que llegue a una concentración del 10% (25 c. c. para 225 c. c. de solución salina); se agrega lentamente y se agita fuerte y constantemente; se pone el frasco en baño de maría a 37°C. durante 2 horas; se saca el injerto asépticamente debajo de una lámpara de rayos ultravioleta, se lava en una solución tampón de fosfato que tenga un pH de 7.4, y se guarda en otro frasco con solución isotónica o con medio nutritivo para ser liofilizado más tarde. Aunque el beta-propio-lactone es muy estable en forma concentrada, en solución acuosa y a temperatura ambiente se hidroliza rápidamente, pierde su poder esterilizante, y cambia su pH. Es por este motivo que el procedimiento tiene que ser cuidadoso y el pH vigilado constantemente.

La esterilización por medios físicos como la radiación es un procedimiento que desgraciadamente no está al alcance de todos los hospitales, y aunque es muy efectivo, su uso no se ha generalizado por las grandes dificultades técnicas que presenta el manejo de las sustancias radioactivas.

Cuando no existían medios para esterilizar las arterias, éstas eran obtenidas en autopsias ejecutadas con toda asepsia, pero aún así los injertos no eran totalmente estériles por la presencia de gérmenes saprofitos en el donador. Con la aparición de las sustancias esterilizantes el procedimiento se simplificó, pues ya no había necesidad de los cuidados asépticos, y sólo hay que llenar unos pocos requisitos. Los donadores deben ser personas jóvenes, que hayan sufrido una muerte accidental: tienen que haber sido personas sanas en el momento de la muerte. La autopsia tiene que hacerse antes que pasen 24 horas, salvo que el cadáver haya sido refrigerado. Las arterias tienen que estar libres completamente

de procesos de esclerosis. Se toma la aorta desde la porción ascendente hasta la bifurcación; en algunos casos se pueden tomar las ilíacas y las femorales por medio de incisiones adecuadas en los miembros. Hay que tener mucho cuidado de dejar los troncos de las arterias colaterales de 3 o más milímetros de longitud, para que puedan ser ligadas fácilmente. Por conveniencia, la aorta se divide inmediatamente arriba del tronco celíaco. Luego la arteria se lava con solución salina y se procede a la esterilización por los métodos ya indicados. Los troncos colaterales deben dejarse libres durante todo el proceso de conservación, y deben ser ligados en el momento en que el injerto es trasplantado.

Un homoinjerto tratado por los procedimientos anteriores y trasplantado a otra persona sufre con el tiempo algunos cambios en su estructura. Las fibras elásticas de la capa media constituyen el principal sostén durante los primeros seis meses, y permanecen sin alteración durante un año; luego las fibras empiezan a quebrarse y a desaparecer, y son reemplazadas primero por tejido de granulación y luego por tejido fibroso. Al cabo de dos años la superficie interna del injerto se encuentra recubierta por una proliferación del endotelio de la arteria propia del paciente. Esta proliferación se extiende únicamente a 2 cms. de cada anastomosis, y si el injerto mide menos de 4 cms. está cubierto en su totalidad por el endotelio proliferado. Si mide más de 4 cms. la porción central no tiene endotelio puro, sino una capa gruesa, acelular, homogénea, con una superficie colágena aplanada, derivada probablemente de fibroblastos.

Los homoinjertos han sido muy satisfactorios, pero sigue siendo un problema la adquisición de suficiente material para tener una reserva adecuada. Es por esta razón que se ha seguido investigando el campo de los materiales plásticos. En el estado actual de los sustitutos arteriales hay casi una opinión unánime de que los homoinjertos son el único recurso adecuado en la sustitución de arterias de pequeño calibre, y deben guardarse las existencias para estos casos. Las arterias de grueso calibre pueden ser sustituidas satisfactoriamente con tubos hechos de materiales plásticos.

SUSTITUTOS ARTERIALES SINTETICOS

Desde que se empezó a investigar la posibilidad de usar tubos de material plástico para sustituir a una arteria dañada, los investigadores se dieron cuenta de que tenían que resolver dos problemas fundamentales. El primero eran los caracteres físicos del tubo, y el segundo era el material de que debía construirse.

Originalmente se pensó que los tubos debían tener una superficie interna absolutamente lisa, sin poros y sin irregularidades. Los primeros experimentos fueron hechos usando tubos de vidrio, de polietileno, de acrílico, etc., que tenían su superficie interna pulida. Se creía que cualquier irregularidad conduciría indiscutiblemente a la trombosis del implante. Los resultados de los experimentos efectuados con estos tubos fueron completamente insatisfactorios, pues todos se trombosaban en un término corto. El uso de anticoagulantes no mejoró en absoluto el resultado de los experimentos, como tampoco lo mejoró el uso del silicón y la cubierta de parafina.

Los experimentos demostraron que siempre se forma un trombo en cualquier superficie que no esté recubierta de endotelio vascular. En las prótesis de pequeño calibre el trombo obstruye completamente su luz, y en las prótesis de gran calibre el trombo se desprende prematuramente, dando lugar a una embolia distal.

En 1952 Voorhees, Jaretzki y Blakemore descubrieron que si se atravesaba el ventrículo derecho del corazón de un perro con una sola hebra de seda, ésta, al cabo de pocos meses, se había recubierto de una película brillante, que no contenía ningún trombo microscópico. Pensaron entonces en usar como prótesis arteriales tubos contruidos con tela de malla fina. Los experimentos contruidos bajo esta idea demostraron que al restablecer la circulación a través del implante se producía una hemorragia de poca duración, pues los poros de la tela eran ocluidos rápidamente por tapones de fibrina, y el tubo funcionaba como un conducto hermético. La tendencia a formar trombos disminuyó drásticamente, y muchos tubos permanecieron permeables por períodos largos de tiempo. Estos autores usaron como material para construir los tubos el vinyon N.

Todos los experimentos hechos desde entonces han demostrado categóricamente que los tubos usados como prótesis arteriales tienen que ser porosos. No quiere decir esto que los poros tengan que ser grandes, pues poros microscópicos son perfectamente satisfactorios. Lo que se necesita es que el poro sea ocluido por un tapón de fibrina, el que más tarde es reemplazado por fibroblastos, sirviendo luego éstos de base para la proliferación del endotelio vascular. En la actualidad se prefieren los tubos de poros pequeños, ya que sirviendo perfectamente su función no ocasionan gran pérdida de sangre, pues los poros son rápidamente ocluidos por los tapones de fibrina.

Al principio los tubos los formaba el cirujano antes de la operación, y lo hacía tomando un pedazo de la tela y doblándolo para darle el tamaño adecuado; los dos bordes los cosía o los soldaba con calor, y en los extremos, para evitar que se deshilaran, formaba unos ruedos o soldaba los hilos libres unos a otros con calor. Estos tubos eran muy satisfactorios, pero su fabricación era un inconveniente. Algún tiempo más tarde varias casas comerciales empezaron a fabricar los tubos en gran variedad de diámetros. El siguiente avance fue la fabricación de tubos sin juntura, ya que se sospechaba que las pocas trombosis que se veían eran debidas a esta juntura; se hicieron entonces tubos absolutamente cilíndricos que no presentaban ninguna irregularidad interna, fuera de los poros ya mencionados.

Para formar estos tubos sin juntura se usan dos procedimientos de entrelazado de los hilos; uno es el punto de telar y el otro el punto de malla. El punto de telar usa un número impar de hilos longitudinales y un solo hilo transversal que va pasando alternativamente por arriba y por debajo de los hilos longitudinales, y al cerrar la vuelta pasa a otro nivel para hacer una nueva vuelta, adyacente a la anterior (fig. 1). El punto de malla usa un solo hilo con el que se forma una cadena ininterrumpida de eslabones que van formando el tubo en forma de espiral (fig. 2). Cada uno de estos métodos tiene ventajas y desventajas. El punto de telar tiene un poro sumamente pequeño, por lo que la hemorragia es mínima, pero los extremos cortados se deshilarán fácilmente, siendo necesario sellarlos de alguna manera (calor, generalmente). Por otro lado, el punto de malla presenta una gran resistencia a la

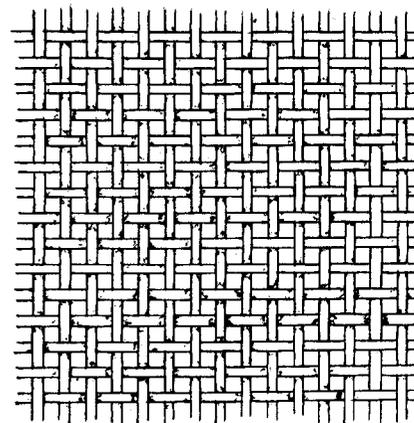


Fig. 1.—Punto de telar.

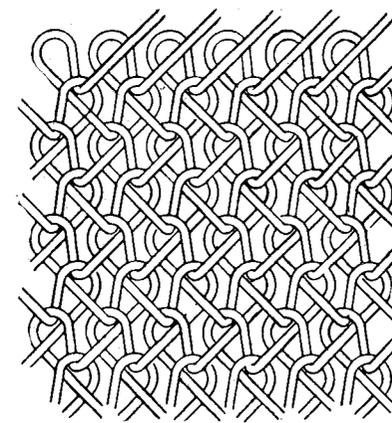


Fig. 2.—Punto de malla.

deshilada, cualquiera que sea la forma en que se corte el tubo, pero el poro es de gran tamaño, dando origen a una pérdida apreciable de sangre al restituir la circulación.

Para evitar la hemorragia en los tubos de punto de malla se usa el procedimiento llamado de la "pre-coagulación". El injerto que se va a usar se sumerge en 50 c. c. de sangre del propio paciente durante 10 minutos, luego se lava por dentro y por fuera con solución salina isotónica, y ya está listo para ser usado. Con este procedimiento los grandes poros se han ocluido parcialmente, y ya no se producirá una gran hemorragia al restaurar la circulación.

Estos tubos son absolutamente satisfactorios mientras no haya grandes presiones externas que los colapsen, o mientras no haya angulaciones que los doblen. Para sustituir arterias dañadas en los miembros, donde la presión muscular puede ser muy grande, o en los pliegues de flexión, donde las angulaciones son severas, se ideó un nuevo tipo de tubo ondulado que es difícil de obstruir por compresión, y difícil de doblar en quiebre por angulación (fig. 3). El tubo de Edwards y el tubo "micro-crimped" son los exponentes más notables de este nuevo tipo de tubo arterial. Estos tubos han hecho posible la sustitución de arterias enfermas en cualquier parte del cuerpo, ya no sólo la aorta que era el único lugar donde funcionaban los tubos rectos.

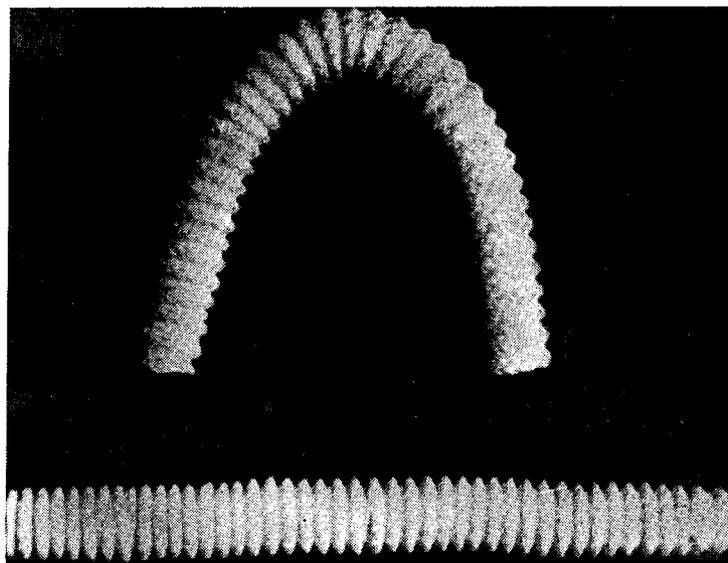


Fig. 3.—Tubo de Edwards.

En cuanto al material de que deben construirse los tubos hay que hacer unas consideraciones de orden fisiológico y otras de orden técnico.

Cualquier material plástico que se introduzca en el organismo humano debe llenar los requisitos siguientes:

- 1.—No debe ser modificado físicamente por los flúidos tisulares.
- 2.—Debe ser químicamente inerte.
- 3.—No debe producir reacción inflamatoria a cuerpo extraño.
- 4.—No debe ser carcinogénico.
- 5.—No debe producir alergia o hipersensibilidad.
- 6.—Debe ser capaz de resistir esfuerzos mecánicos.
- 7.—Debe ser fácil de fabricar en la forma adecuada, y debe ser relativamente barato.
- 8.—Debe ser capaz de soportar la esterilización.

Estos requisitos los debe tener cualquier plástico que se introduzca en el organismo, sin importar la función que va a efectuar. Cuando se trata de injertos arteriales se agrega una serie de condiciones que detallaremos más tarde.

De todos los materiales plásticos disponibles, cinco han demostrado ser adecuados como sustitutos arteriales. Ellos son:

- 1.—Nylon.
- 2.—Dacrón.
- 3.—Orlón.
- 4.—Vinyon N.
- 5.—Teflón.

Antes de discutir la importancia de estos sustitutos arteriales haré un pequeño resumen de sus principales propiedades físicas y químicas.

Nylon.—Fue fabricado por primera vez en el año 1928 por E. I. DuPont de Nemours & Co., y se llamaba originalmente Polymer 66. Es una fibra redonda, con buena elasticidad y buena resistencia a la tensión; es la más fuerte de las fibras plásticas, pero pierde parte de su fuerza con el tiempo. No es afectado por el pus, los álcalis o los ácidos débiles. Su carga electrostática es alta. En trabajos experimentales no ha producido tumores en implantes en el tejido celular subcutáneo. Absorbe más agua que cualquiera de los otros materiales plásticos. Puede ser modificado fácilmente por medios químicos.

Dacrón (fibra poliéster).—Fabricado por primera vez en Inglaterra en 1939. Es una fibra redonda que tiene una absorción mínima de agua. Tiene una buena resistencia a la tensión, aunque menos que el nylon. La fibra no se quema; resiste al pus, a los álcalis y ácidos débiles, pero es destruido por los álcalis y ácidos fuertes. Experimentalmente no desarrolla tumores. Es difícil de modificar químicamente.

Orlón (fibra acrílica).—Producido en 1948. La fibra tiene forma de trébol. Su punto de fusión es parecido al del nylon; absorbe menos agua que el nylon, pero más que las otras fibras. Se encoge a altas temperaturas. Tiene buena resistencia al pus, a los álcalis y ácidos débiles, pero es destruido por los álcalis más fuertes y por el ácido sulfúrico. Tiene poca reacción tisular, y es difícil de modificar.

Vinyon N.—Fabricado por Unión Carbide and Carbon Corporation desde 1950. Es una fibra plana, como listón. Tiene poca elasticidad. Absorbe menos cantidad de agua que el nylon, y su resistencia a la tensión no se modifica con la humedad. Su punto de fusión es muy bajo, lo que resulta en un encogimiento muy marcado a temperaturas superiores a 150°C. Por esta razón no se puede esterilizar al autoclave. Es resistente al pus, a los álcalis y a los ácidos. Es carcinogénico en algunos roedores, aunque no en los animales superiores. Se puede modificar fácilmente.

Teflón (fibra tetrafluoroetileno).—Producida por E. I. DuPont de Nemours & Co. Conocido desde 1945, pero hasta hace poco difícil de conseguir por dificultades de fabricación de carácter técnico. Es el material inerte por excelencia, no siendo atacado por los álcalis o ácidos más fuertes en exposiciones prolongadas y a altas temperaturas. Ni siquiera el agua regia a 100°C produce alteración de la fibra. Su absorción de agua es nula. Principia a suavizarse con el calor a más de 400°C. Tiene el menor índice de reacción tisular de todos los materiales conocidos. Tiene gran resistencia a la autoabrasión (desgaste producido por una fibra sobre otra al flexionar el tejido). Es absolutamente inalterable con el tiempo y la exposición a la intemperie. Su resistencia a la tensión es un poco menor que la del nylon o el dacrón, pero conserva toda su resistencia bajo cualquier circunstancia, sin deteriorarse como los otros materiales. Es repelente del agua y del polvo. No tiene solvente conocido.

Todos estos materiales han sido usados como sustitutos arteriales, y con todos se han reportado buenos resultados inmediatos. La evaluación a largo plazo todavía no es concluyente, pero sí se pueden adelantar ciertas conclusiones. Cada material tiene algunas ventajas y otras desventajas.

El nylon es el más fuerte de todos los materiales, por lo menos en su estado original, pero mucha de su resistencia la pierde con el tiempo. Como es el material que tiene más absorción de agua, es teóricamente el que más fácilmente puede degenerar, aunque

los estudios relativos a este punto no son definitivos. Dacrón es el que sigue en resistencia y tiene, además, menor absorción de agua que el nylon. El teflón es todavía un poco menos resistente a la tensión, pero como ya dijimos, conserva esta resistencia por períodos indefinidos de tiempo; además, como no absorbe absolutamente nada de agua, teóricamente no puede producir ninguna degeneración.

Desde el punto de vista de reacción tisular el teflón es indiscutiblemente el material superior, provocando una reacción mínima. Le sigue el dacrón, con bastante más reacción tisular, y después está el nylon que produce considerable reacción a cuerpo extraño.

El vinyon N tiene el gran inconveniente de que no se puede esterilizar por autoclave, que es el método más efectivo de esterilización a temperaturas moderadas. El orlón ocupa un lugar intermedio respecto a todas las cualidades, sin sobresalir por ninguna de ellas.

Basándose en las consideraciones anteriores, todas de valor teórico únicamente, se concluye que el material plástico más adecuado para sustituciones arteriales es el TEFLON, siguiéndole luego el DACRON, y por último el NYLON. Los demás materiales han sido prácticamente descartados.

En el campo puramente práctico, tanto humano como experimental, el material de preferencia es el dacrón, pues parece ser muy superior al nylon. El teflón, por otra parte, ha sido muy difícil de conseguir, y ha tenido muy poca valuación experimental. Sin embargo, en el último año, varias casas comerciales introdujeron, por fin, los nuevos tubos hechos de fibra de teflón, y aunque su precio es bastante elevado, ya se pueden conseguir en cantidades suficientes. Todo parece indicar que el teflón será en la realidad tan bueno como es en el campo de las especulaciones teóricas, y si así sucede, es casi seguro que desplace a los homoinjertos aún en las sustituciones de pequeño calibre.

TRABAJO EXPERIMENTAL

El reporte que presento a continuación está basado en un trabajo experimental efectuado durante los últimos tres años en el Laboratorio de Cirugía Experimental de la Facultad de Ciencias Médicas. El trabajo fue ejecutado bajo la dirección del Dr. Julio de León.

Fueron operados en total 25 perros, haciéndose en los primeros 15 la sustitución de la aorta abdominal, y en los 10 restantes la sustitución de la aorta torácica. Nuestra idea al comenzar el trabajo era utilizar los tres materiales plásticos más recomendados, y hacer una comparación de los resultados obtenidos con cada uno de ellos. Estos tres materiales eran el nylon, el dacrón y el teflón. Desgraciadamente no pudimos obtener teflón al principio de nuestro trabajo, y aunque al final conseguimos un poco y lo usamos en dos animales, no tuvimos tiempo de valorar los resultados obtenidos. Además, siendo un número tan pequeño no se pueden sacar conclusiones definitivas. Creemos, sin embargo, que el trabajo debe terminarse con una investigación adecuada de las posibilidades del teflón, y reportar los resultados en otra publicación.

Usamos, pues, únicamente tubos de nylon y de dacrón, variando bastante sus caracteres físicos.

Usamos dos clases de tubos de nylon y un solo tipo de tubo de dacrón. Los primeros tubos de nylon fueron confeccionados por nosotros mismos, usando el material conocido como nylon tafeta. Este se obtiene fácilmente en el comercio, y es una tela plana, hecha de punto de telar, con poros de tamaño moderado. De esta tela cortábamos un pedazo de tamaño adecuado y le dábamos forma de tubo, tomando los lados libres de la tela con una pinza y soldando un lado al otro por medio del calor (fig. 4). Para evitar que los extremos se deshilaran fundíamos también los dos extremos. Estas uniones de nylon fundido demostraron ser suficientemente resistentes, y no tuvimos ningún desgarramiento. Como el nylon tafeta es de precio bajo y teníamos abundante material, construimos gran cantidad de tubos, de distintos diámetros y distintas longitudes, y los teníamos todos esterilizados en el momento de la operación. Así podíamos escoger el tubo del tamaño adecuado en cada caso, y las anastomosis se efectuaban con bastante facilidad. Los extre-

mos fundidos también facilitaban la anastomosis, pues los puntos podían ponerse muy cerca del extremo sin temor de que se rasgara o deshilara la prótesis.

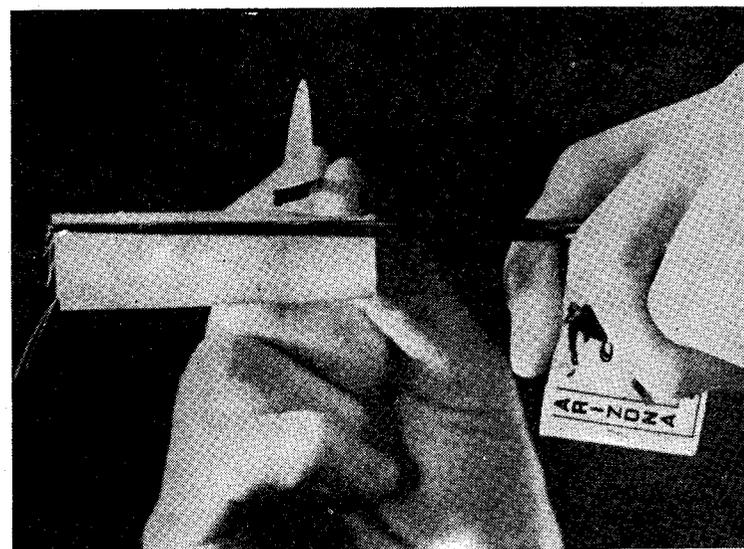


Fig. 4.—Método usado para hacer los tubos de nylon tafeta.

El otro tipo de tubo de nylon que usamos fue el conocido con el nombre de tubo de Edwards, que se obtiene ya hecho y tratado, a través de las casas de productos médicos. Estos son en esencia tubos hechos de nylon trenzado y sometidos a un tratamiento especial para disminuir el tamaño del poro que presenta normalmente, y para evitar que los extremos se deshilen. El tratamiento se hace con una solución de ácido fórmico preparada mezclando 125 partes por volumen de ácido fórmico al 98% con 45 partes de agua. Un tubo de nylon trenzado, liso, y sostenido por un mandril de vidrio es sumergido en esta solución a 25°C durante exactamente 20 segundos, retirándolo luego y lavándolo en un chorro de agua durante 30 minutos. Luego el tubo, con todo y su mandril, es metido en un horno a 130°C durante 30 minutos. Se saca del horno y se deja enfriar por 15 minutos, se comprime el tubo longitudinalmente sobre sí mismo para que se forme un acordeón, y se deja enfriar otros 15 minutos. Luego se saca el mandril de vidrio, y el tubo, ya sin soporte, se pone en agua hirviendo durante

15 minutos, y se dejó secar al aire durante 12 horas. El tratamiento con ácido fórmico hace que las fibras del nylon se suelden unas a otras, por lo que se supone que los extremos no se deshilan al ser cortados y suturados. Además, el ácido fórmico hace que las fibras de nylon se hinchen considerablemente, dando lugar a que el tamaño del poro se reduzca considerablemente. Los tubos de Edwards usados por nosotros fueron de 8 y de 10 mm., por lo que en algunas circunstancias los diámetros del implante y de la arteria no coincidieron exactamente, haciendo la sutura un poco más difícil. Además, descubrimos que a pesar del tratamiento con ácido fórmico los extremos se deshilaban si la sutura se hacía muy cerca de los bordes, por lo que decidimos sellar los extremos con calor.

El tercer tipo de tubo usado fue también de los que se obtienen comercialmente. Construidos de dacrón, con punto de telar, constan de dos hojas, una anterior y otra posterior, que se encuentran soldadas en los bordes por medio de calor. Al llenarse de sangre, el tubo toma una forma perfectamente cilíndrica, pero le quedan dos costillas, una a cada lado, que dificultan bastante la anastomosis. Los extremos fueron sellados con calor. Todos los tubos fueron de un diámetro interno de 8 mm., por lo que las anastomosis fueron difíciles a veces.

Como anestésico se usó en todos los casos Nembutal sódico por vía endovenosa, en la cantidad de 12 mlgrs. por libra de peso. En algunos casos fue necesario complementar la anestesia con una dosis extra, variando ésta entre 60 y 120 mlgrs. La dosis inicial fue inyectada siempre en la vena cubital, y la dosis complementaria a veces en la vena yugular y otras en la vena sublingual. En los casos en que la sustitución se hizo en la aorta abdominal el animal permaneció intubado durante toda la operación, pero respirando por sí solo y la cánula abierta al aire libre. En los casos de sustitución de la aorta torácica el animal permaneció intubado todo el tiempo, dándosele respiración artificial con aparato de anestesia y oxígeno puro durante todo el tiempo que permaneció abierto el tórax.

En todos los casos de sustitución de la aorta torácica usamos además hipotermia, pues consideramos que privar de circulación a los riñones por períodos de hasta 45 minutos podía ocasionar

trastornos irreversibles en la función renal normal. Los perros ya anestesiados fueron sumergidos en hielo picado hasta que la temperatura rectal bajó a 34°C. Al llegar a esa temperatura eran sacados del hielo y colocados en la mesa de operaciones, y sistemáticamente la temperatura siguió bajando hasta 30°C, y en una ocasión hasta 28°C. Como tuvimos algunas muertes postoperatorias inexplicables, y pensando que podían deberse a un enfriamiento exagerado, los últimos animales fueron sacados del hielo a los 35°C, bajando luego la temperatura en forma espontánea hasta 32°C. En esta forma no volvimos a tener ninguna muerte postoperatoria. Inmediatamente después de la operación los animales fueron calentados con bolsas de agua caliente hasta que tuvieron una temperatura rectal de 35°C, y dejándolos recuperar su temperatura normal por sí solos.

Como material de sutura usamos en todos los casos seda 5-0, con aguja atraumática de punta redonda. La sutura fue en todos los casos del tipo continuo, poniendo primero dos puntos tractores que servían de guía. En todos los casos se hizo primero la anastomosis proximal. Cuando era posible tratábamos de invaginar el implante dentro de la arteria, sobre todo en la anastomosis distal, para evitar que el flujo sanguíneo levantara la íntima, circunstancia que da origen a trombosis en la gran mayoría de los casos.

En los casos de sustitución de la aorta abdominal se usó la técnica siguiente: incisión mediana, separación de las asas intestinales, incisión del peritoneo posterior sobre la aorta, disección de todas las arterias comprendidas entre las renales y la trifurcación de la aorta, incluyendo la arteria mesentérica inferior, ligadura y sección de todas estas colaterales, interrupción del flujo sanguíneo por debajo de las arterias renales y por encima de la trifurcación con pinzas de Pott, resección de un segmento de aorta y sustitución por un tubo de material plástico de 1.5 veces la longitud del segmento quitado, restitución de la circulación, afrontamiento del peritoneo posterior y cierre de la cavidad abdominal.

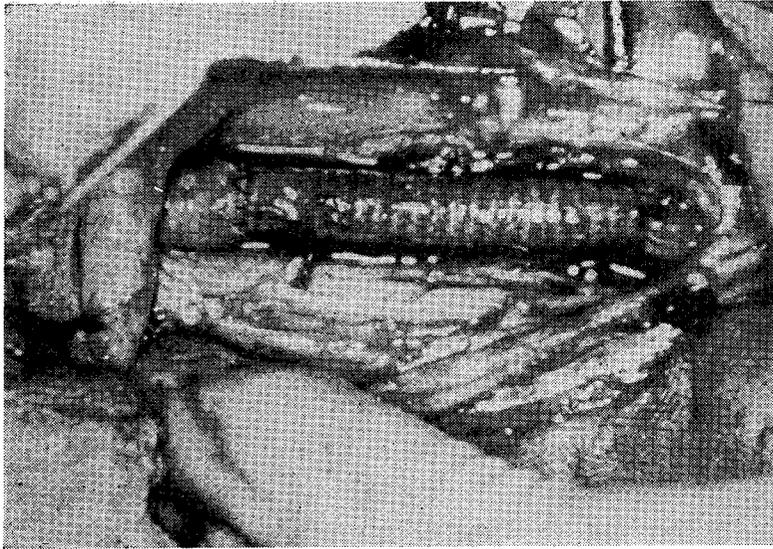


Fig. 5.—Implante de material plástico en la aorta abdominal.

En los casos de sustitución de la aorta torácica la técnica fue la siguiente: toracotomía izquierda a nivel del 7º espacio intercostal, reclinación del pulmón, disección de la aorta y del 6º, 7º y 8º par de arterias intercostales, ligadura y sección de estas intercostales, interrupción del flujo sanguíneo con pinzas de Pott, resección de un segmento de aorta y sustitución por un tubo plástico 1.5 veces la longitud del segmento quitado, restitución de la circulación, re-expansión pulmonar y cierre del tórax con sello de agua.

En los primeros animales usamos una solución diluída de heparina para limpiar los cabos de la aorta antes de suturar el tubo plástico, pero al restituir la circulación tuvimos hemorragias de hasta 500 c. c. que ocasionaron la muerte de varios animales por shock postoperatorio, por lo que proscibimos su uso. Aún sin usar heparina la hemorragia en el momento de la restitución circulatoria era bastante grande, por lo que ideamos quitar la pinza distal primero, y quitar la proximal 3 minutos después. En esta forma el tubo se llenaba de sangre con muy poca presión y los poros eran obstruídos por fibrina, con una pérdida mínima de sangre. Al restituir la circulación en su totalidad, ya los poros se encontraban ocluídos y ya no se producía hemorragia subsiguiente.

Como algunos de los perros operados eran bastante pequeños, y en ellos una pérdida de sangre de unos pocos centímetros cúbicos equivale a un gran porcentaje del volumen total de sangre, creímos conveniente reponer con solución salina isotónica toda la sangre perdida. Además, creemos que en el momento de restituir la circulación se produce una hipotensión en la circulación cerebral, con marcado aumento de la tensión diferencial. Para evitar en lo posible esta complicación inyectábamos en el momento de la restitución de la circulación una cantidad extra de solución salina isotónica, dependiendo la cantidad inyectada del peso del animal. Creemos también que una ligera hemodilución puede prevenir los casos de trombosis inmediata.

El objetivo primordial de este trabajo era determinar cuál de todos los materiales plásticos es el más adecuado como sustituto arterial. Indiscutiblemente la base más adecuada para juzgar a los diferentes materiales plásticos es la incidencia de trombosis, y sobre esta base sacaremos nuestras conclusiones, que creemos que son de valor definitivo.

En un trabajo experimental como el que nosotros llevamos a cabo entran gran cantidad de factores que pueden alterar en cierto grado las conclusiones definitivas. Estos factores se encuentran, en general, fuera del control del experimentador, ya que un esfuerzo para lograr que las condiciones de trabajo en un laboratorio experimental fueran iguales a las de un hospital donde se atienden seres humanos, significaría un desembolso económico enorme que muy pocas instituciones serían capaces de soportar.

En el caso especial nuestro, aunque los perros son tratados en el momento de la operación con todos los requisitos de la cirugía moderna, el control postoperatorio es muy deficiente, desde la alimentación que se le proporciona al animal, hasta la vigilancia de las complicaciones postoperatorias. No se pueden hacer controles de volumen sanguíneo ni de hemoconcentración. No se pueden hacer transfusiones en casos de hemorragia, ni se puede vigilar a los animales durante la noche. Todos estos factores influyen, sin duda, en el resultado final de un experimento, y en muchas ocasiones se producen casos de muerte que no tienen relación directa con el experimento en sí, y que se podrían haber evitado con relativa facilidad en un ser humano.

En la primera serie de 15 perros, a los que se les hizo un implante de tubo plástico en la aorta abdominal, tuvimos 7 casos de muerte inmediata. Clasificamos como muerte inmediata aquella que ocurre durante la primera semana postoperatoria. Ninguna muerte ha sido atribuída directamente al tubo de material plástico, aún cuando éste se encontrara trombosado, pues se ha demostrado experimentalmente que el perro puede vivir con la aorta ligada por debajo de las arterias renales, y que presenta mínimos trastornos en las extremidades inferiores. Cinco de estas muertes las catalogamos como shock postoperatorio, pues ocurrieron dentro de las primeras 48 horas: de éstos, a 4 se les había echado heparina en los cabos arteriales y presentaron hemorragia masiva al restituir la circulación. Un perro murió de peritonitis a los 7 días, peritonitis ocasionada por una compresa olvidada en la cavidad abdominal. El otro murió a los 8 días por desgarradura de la anastomosis proximal y hemorragia consecutiva. Los otros 8 animales fueron observados por períodos que variaron entre 10 y 445 días. Algunos que murieron por causas ajenas al implante arterial fueron autopsiados inmediatamente para determinar si la prótesis estaba permeable o no. Los otros fueron sacrificados al cabo de algún tiempo de observación y examinado el tubo plástico. A todos aquellos animales que sobrevivieron más de 8 semanas se les hizo un aortograma, inyectando 20 c. c. de Urocón al 70% en la vena yugular y tomando la radiografía 5 segundos después (fig. 6). Todos los aortogramas, menos uno, demostraron una prótesis permeable. Uno de los primeros perros operados se encuentra todavía en observación; su prótesis se encuentra aún permeable, y ya transcurrieron más de tres años.

La investigación de la trombosis en los implantes de estos 15 perros dio los datos siguientes: de 6 implantes de nylon tafeta, 5 se trombosaron, dando una incidencia de trombosis de 83.33%. De 5 implantes de dacrón sólo uno se trombosó, dando una incidencia de 20%. De 4 implantes de nylon en forma de tubo de Edwards, 2 se trombosaron, dando una incidencia de 50%.—(Ver cuadro adjunto).

Perro N°	Sitio del implante.	Material del implante.	Longitud del implante.	Tiempo de observación.	Trombosis.
1	A. A.	Nylon T.	6 cm.	8 días	presente
2	A. A.	Nylon T.	4 cm.	1 día	presente
3	A. A.	Nylon T.	3 cm.	2 días	presente
4	A. A.	Nylon T.	3 cm.	3 días	presente
5	A. A.	Nylon T.	6 cm.	1 día	presente
6	A. A.	Nylon T.	5 cm.	1,100 días	ausente
7	A. A.	Dacrón	5 cm.	30 días	ausente
8	A. A.	Dacrón	3 cm.	50 días	ausente
9	A. A.	Dacrón	4 cm.	1 día	ausente
10	A. A.	Dacrón	5 cm.	10 días	ausente
11	A. A.	Dacrón	5 cm.	190 días	presente
12	A. A.	T. de Edw.	3 cm.	20 días	ausente
13	A. A.	T. de Edw.	5 cm.	375 días	ausente
14	A. A.	T. de Edw.	3 cm.	7 días	presente
15	A. A.	T. de Edw.	3 cm.	30 días	presente
16	A. T.	T. de Edw.	3 cm.	1 día	ausente
17	A. T.	T. de Edw.	6 cm.	100 días	ausente
18	A. T.	T. de Edw.	5 cm.	80 días	ausente
19	A. T.	T. de Edw.	10 cm.	8 días	presente
20	A. T.	T. de Edw.	5 cm.	1 día	ausente
21	A. T.	Dacrón	5 cm.	1 día	ausente
22	A. T.	Dacrón	6 cm.	50 días	ausente
23	A. T.	Dacrón	6 cm.	8 días	ausente
24	A. T.	Dacrón	6 cm.	22 días	ausente
25	A. T.	Dacrón	6 cm.	15 días	ausente

En la segunda serie de 10 perros, a los que se les sustituyó la aorta torácica, obtuvimos resultados un poco diferentes. En esta serie ya no usamos el nylon tafeta, debido al malísimo resultado que obtuvimos en la primera serie. Tuvimos 5 casos de muerte inmediata. Tres perros murieron en las primeras 24 horas, de shock postoperatorio que nosotros atribuimos a un enfriamiento exagerado. Un perro murió a los 8 días por trombosis del implante, y otro murió también a los 8 días por rasgadura de la anastomosis proximal.

Desde el punto de vista de trombosis obtuvimos los siguientes resultados: en 5 tubos de Edwards sólo se presentó un caso de trombosis, dando una incidencia de 20%. En 5 tubos de daacrón no hubo ningún caso de trombosis. Como en la serie anterior, se hicieron aortogramas en todos los animales que sobrevivieron más de 8 semanas; la técnica fue la misma, pero las radiografías se tomaron 4 segundos después de inyectar el medio de contraste (fig. 7).

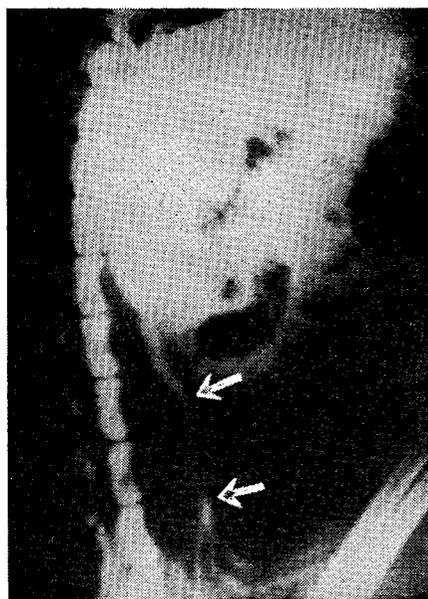


Fig. 6.—Aortograma abdominal.
Nótase la permeabilidad del implante.



Fig. 7.—Aortograma torácico.
Casi no se nota la presencia del implante.

Si juntamos las dos series, los porcentajes totales de trombosis son los siguientes: nylon tafeta 83.33%, nylon en tubos tipo Edwards 33.33%, y daacrón 10%. Lo anterior nos indica categóricamente que de estos dos materiales el daacrón es muy superior, observación que está de acuerdo con los resultados obtenidos por otros investigadores.

Como parte de este mismo trabajo hicimos unos estudios microscópicos de los implantes plásticos. Nuestros hallazgos concuerdan con las observaciones de la mayoría de los autores.

En los animales sacrificados poco tiempo después de colocado el implante se encontró que la superficie interna de la prótesis se encontraba cubierta por un material amorfo, acelular, de color blanquecino verdoso. Este material se desprendía con facilidad (fig. 8), y al triturarlo entre los dedos tomaba la consistencia de una pasta. En los animales sacrificados a las seis semanas se encontró que existía una proliferación endotelial que se extendía a 2 cms. de distancia de las anastomosis, y el resto se encontraba

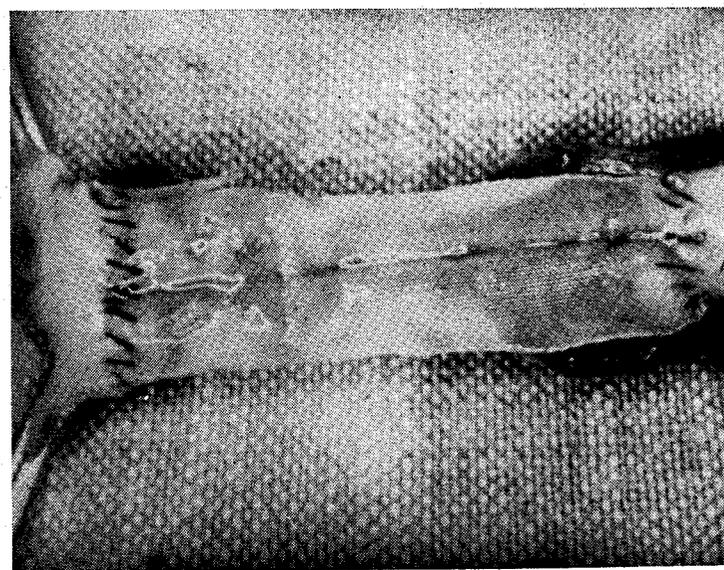


Fig. 8.—Implante de material plástico a los 6 días. No se ha formado la neo-intima.

ubierto de una capá formada por fibroblastos, bien adherida al tejido plástico, y con las características de una íntima funcional. En un animal sacrificado a las 12 semanas pudimos observar en los cortes microscópicos que los fibroblastos habían penetrado la malla del implante y formaban un verdadero anillo alrededor de todas las fibras del tejido (fig. 9). En este caso fue imposible separar la neo-íntima de la prótesis.

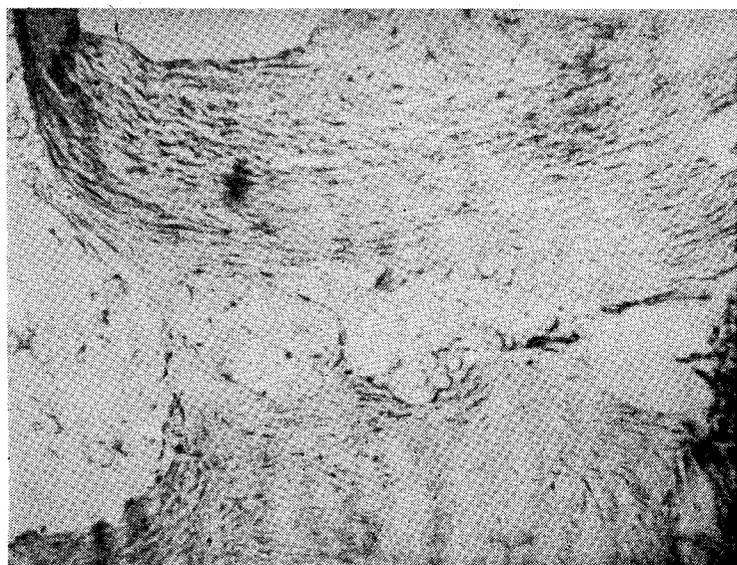


Fig. 9.—Aspecto microscópico de un implante a las 12 semanas. Los fibroblastos han penetrado la malla de material plástico.

Como se ve, todo parece indicar que el tubo de material plástico sirve como un molde alrededor del cual el organismo construye una nueva arteria, que aunque histológicamente no es exacta a la arteria original, cumple a la perfección la función que le ha sido encomendada.

Queda por averiguar todavía qué resistencia a la tensión tienen los tejidos que se forman alrededor del tubo plástico, y aunque esta pregunta es de valor académico únicamente, pues el tubo permanece colocado indefinidamente y conserva gran parte de su resistencia propia, sería interesante hacer estudios a este respecto. Nuestra opinión teórica es que la resistencia será menor que la de los tejidos originales, pues aunque hay tejido fibroso en mayor abundancia, la capa elástica de la media ha desaparecido por completo.

También hicimos en nuestro trabajo unos estudios hemodinámicos sencillos, que si bien son incompletos sí aportaron datos de mucho interés. Para estos estudios introdujimos una aguja número 16 en la aorta del animal, a nivel de la trifurcación; la aguja estaba conectada por medio de un catéter de polietileno a un hemotensiógrafo eléctrico, y éste conectado a un electrocardiógrafo por medio de un regulador de voltaje. El hemotensiógrafo usado es un aparato que contiene una cámara pequeña llena de líquido y abierta por un lado directamente a la corriente sanguínea bajo estudio; por el otro lado tiene una membrana flexible que está en contacto con una sustancia productora de electricidad. Este hemotensiógrafo es activado por la tensión diferencial únicamente, y el trazado que aparece en el electrocardiógrafo corresponde exclusivamente a esa tensión diferencial. Las presiones máxima y mínima expresadas en sus valores absolutos no pueden ser investigadas por medio de este aparato.

El experimento se condujo en la forma siguiente en un perro al que se le substituyó un segmento de 5 cms. de la aorta abdominal con una prótesis de nylon tafeta de un diámetro exacto al de la aorta original. Después de practicada la incisión mediana se ligaron todas las arterias colaterales de la aorta abdominal com-

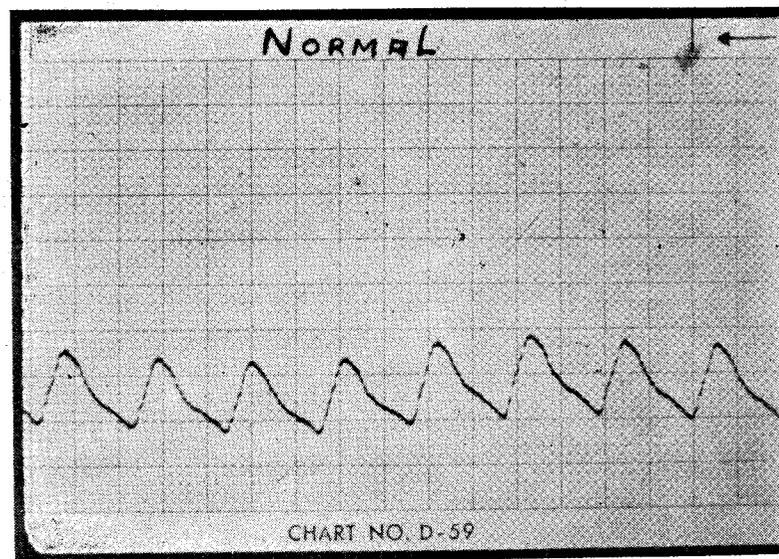


Fig. 10.—Trazo de la tensión diferencial en la aorta propia del perro.

prendidas entre las renales y la trifurcación; se introdujo entonces la aguja ya mencionada en la aorta, exactamente por encima de la trifurcación, y en una dirección contraria al flujo sanguíneo; se conectaron todos los aparatos y se hizo un registro de la presión diferencial existente en ese momento (fig. 10); luego se obstruyó la circulación, se reseco un segmento de aorta de 5 cms. y fue sustituido inmediatamente por el tubo de nylon tafeta; se restituyó la circulación; se esperó que parara la hemorragia a través del tejido del tubo, e inmediatamente se hizo un nuevo trazo de tensión diferencial (fig. 11).

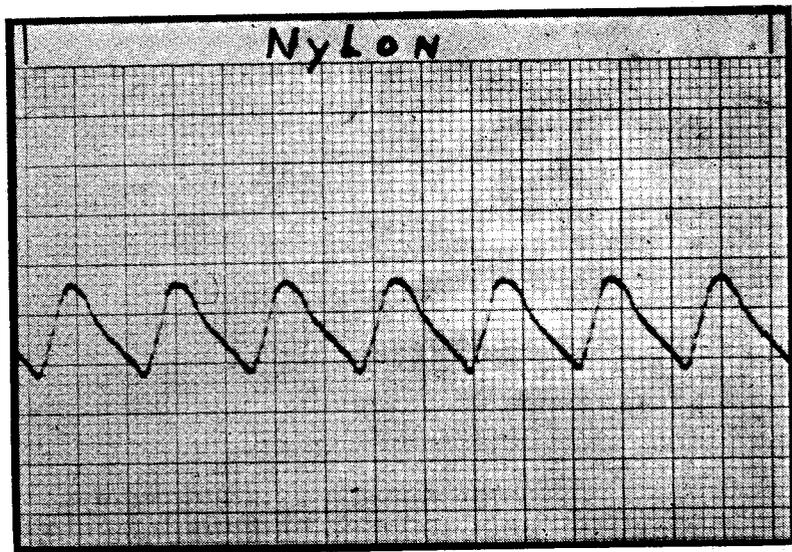


Fig. 11.—Trazo de la tensión diferencial después de sustituir la aorta verdadera por un tubo de nylon tafeta.

Los resultados obtenidos son muy interesantes. En primer lugar se observa un ligero aumento de la tensión diferencial, aumento calculado en unos 5 mm. de Hg. Este aumento de tensión diferencial sugiere una disminución en la elasticidad de la aorta, como efectivamente ha ocurrido, y es un cuadro similar, aunque de mucha menor intensidad, al que se ve en la arterioesclerosis. La fase correspondiente a la sístole cardíaca es prácticamente igual en los dos trazos, no así la fase de diástole que en la aorta normal

nos muestra una línea curva, cóncava hacia arriba, y en la prótesis de nylon una línea casi recta. Estos datos nos indican nuevamente una pérdida de elasticidad.

Las variaciones de la tensión diferencial son tan pequeñas que no creemos que se produzcan trastornos hemodinámicos de importancia en un animal con una prótesis en la aorta, a menos que haya otras circunstancias agregadas, como trombosis parcial, etc.

Aunque no podemos decirlo con seguridad, suponemos que tanto en la región proximal como en la distal del implante se produce un ligero aumento de presión máxima, fenómeno debido única y exclusivamente a la disminución de la elasticidad del segmento sustituido. Este aumento de presión será tanto más marcado cuanto más largo sea el segmento sustituido, pero siempre será de unos pocos milímetros de Hg. y no producirá mayores trastornos hemodinámicos.

En conclusión, nuestra modesta experiencia nos ha enseñado que los materiales plásticos son un excelente sustituto de las arterias enfermas, y han venido a dar más importancia a la cirugía sustitutiva.

CONCLUSIONES

- 1ª—Los materiales plásticos son buenos sustitutos arteriales.
- 2ª—Los materiales plásticos desplazarán, en un futuro cercano, a los homoinjertos como los sustitutos arteriales ideales.
- 3ª—De los materiales plásticos estudiados por nosotros el más satisfactorio fue el daacrón.
- 4ª—Debe seguirse buscando el material ideal.
- 5ª—Los tubos de material plástico no producen trastornos hemodinámicos de importancia.
- 6ª—El tubo plástico sirve de molde, alrededor del cual el organismo construye una nueva arteria.

JULIO QUEVEDO ESCOBAR.

Vº Bº,
DR. JULIO DE LEÓN.

Imprimase,
DR. ERNESTO ALARCÓN B.,
Decano.

BIBLIOGRAFIA

- 1.—*Blades, B.*—Heat sealed Dacron Taffeta blood vessel replacement. *Surgery, Gynecology & Obstetrics*; 105: 370, 1957.
- 2.—*Carrel, A.*—Results of the transplantation of blood vessels, organs and limbs. *J. A. M. A.*; 51: 1,662, 1908.
- 3.—*De León M., Julio y Col.*—Sustitutos arteriales: tubos de material plástico flexibles. *Revista del Colegio Médico de Guatemala*, IX: 42, 1958.
- 4.—*De León M., Julio y Col.*—II.—Sustitutos arteriales: tubos de material plástico flexibles. *Revista del Colegio Médico de Guatemala*; X: 182, 1959.
- 5.—*Dempster, W. J.*—An Introduction to Experimental Surgical Studies. p. p. 97-190, 1957.
- 6.—*Deterling, R. A., Bhonslay, S. B.*—An evaluation of synthetic materials and fabrics suitable for blood vessel replacement. *Surgery*; 38: 71, 1955.
- 7.—*Edwards, Sterling W.*—Plastic Arterial Grafts. p. p. 3-104, 1957.
- 8.—*Edwards, S. W.*—Efficiency of new intima lining arterial grafts in preventing thrombosis. *Surgery, Gynecology & Obstetrics*; 105: 177, 1957.
- 9.—*Hardin, A.*—Orlon and Nylon prosthesis for abdominal aneurysms and a five year observation of experimental aortic homografts. *Ann. of Surgery*; 146: 78, 1957.

- 10.—*Hufnagel, A.*—Panel discussion on substitutes for arterial segments. International Symposium for Cardiovascular Surgery. Henry Ford Hospital; p. p. 501-529, 1955.
- 11.—*Julian, O. C., Deterling, R. A., Dye, W. S., Bhonslay, S., Grove, W. J., Belio, L., Javid, H.*—Dacron tube and bifurcation arterial prosthesis produced to specification. Archives of Surgery; 78: 260, 1959.
- 12.—*Keefer, E. B.*—The blood vessel bank. J. A. M. A.; 145: 888, 1951.
- 13.—*Shumaker, B.*—Pliable plastic tubes as aortic substitutes. Surgery; 37: 80, 1955.
- 14.—*Voorhes, A. B.*—The use of tubes constructed from vinyon N cloth in bridging arterial defects; a preliminary report. Ann. Surgery; 135: 332, 1952.
- 15.—*Worthington, G.*—Hemodynamic alterations resulting from blood vessel grafts and prosthesis. Surgery, Gynecology & Obstetrics; 105: 364, 1957.
- 16.—New developments in teflon prosthesis. Published by United States Catheter & Instrument Corp. 1958.