

11203



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

División de Estudios Superiores

ESTUDIO RETROSPECTIVO Y PROSPECTIVO DE LAS PROTESIS EN CIRUGIA VASCULAR



TESIS DE POSGRADO PARA OBTENER EL TITULO DE ESPECIALISTA EN ANGIOLOGIA Y CIRUGIA VASCULAR

PRESENTA EL DOCTOR AGUSTIN GUACANEME GONZALEZ

Dirigida por el Maestro Doctor Carlos González Díaz Lombardo

México, D. F.

TESIS CON FALLA DE ORIGEN 1967



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

# INDICE

Pág.

Introducción	1
Evolución Histórica	3
Requisitos Indispensables en la elaboración de las Prótesis	7
Factores Fisiopatológicos de las Prótesis Sintéticas	14
Clasificación de los diferentes tipos de Prótesis	18
Injertos Autólogos y Homólogos	19
Comportamiento biológico de los Injertos Vasculares	22
Selección y Manejo de las Prótesis Vasculares	30
Complicaciones	35
Injertos Vasculares usados en el presente y su Aplicación Clínica	38
Materiales Sintéticos Usados	39
Porosidad de las Prótesis	43
Prótesis no Textiles Politetra Fluoroetileno (PIFE)	45
Prótesis Textiles Dacrón Dacrón-Vejour	47

Especificaciones para Prótesis de Pequeño Calibre	52
Fracaso de las Prótesis	53
Seguimiento de un paciente con una Prótesis Sintética	66
Comportamiento de las Prótesis Sintéticas de Politetrafluoroetileno (PTFE)	68
Comportamiento de los injertos de Glutaraldehído Estabilizado y cordón umbilical	82
Resultados Clínicos	86
Conclusión Comparativa	88
Referencias	93

## INTRODUCCION

Este trabajo, aparte de ser un requisito indispensable, para obtener el título universitario de angiólogo y cirujano vascular, ha sido hecha por la inquietud creada en mí de conocer más a fondo la ultraestructura de estos materiales extraños que en muchos de los casos buscan salvar, mejorar y prolongar la vida de un ser humano.

Fue también inquietud, ya que durante mi proceso formativo pude darme cuenta, que muchas veces éstas se usan, ignorando la selección de las mismas para cada procedimiento vascular y solamente se hace en base a una moda, así como desconociendo tanto los factores extrínsecos como intrínsecos que en forma mediata o inmediata pueden condicionar el fracaso de las mismas, dejando en muchas ocasiones al paciente lisiado o incapacitado en forma parcial y en otros, terminando aún con la vida del mismo.

El objetivo que se busca siempre en un procedimiento reconstructivo vascular es el de mejorar y prolongar la vida, nunca el de curar.

Pienso, que si logramos hacer una buena selección del paciente ideal, así como del procedimiento a brindarle pode-

mos lograr el objetivo anteriormente señalado.

Esta revisión ha sido hecha en base a la literatura existente hasta el momento, así como también de acuerdo a mi pequeña experiencia vivida y la experiencia del servicio de angiología y cirugía vascular del Centro Médico Nacional (CMN), del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) desde su creación.

De antemano agradezco, a todas las personas que en una u otra forma contribuyeron a la elaboración del mismo y en forma especial al Dr. Carlos González Díaz, Amigo, Maestro y Médico, Jefe de Servicio, por su gran aporte.



Dr. Agustín Guacaneme González

## EVOLUCION HISTORICA DE LAS PROTESIS EN CIRUGIA VASCULAR

Conforme el promedio de la longevidad ha ido aumentando, - los problemas circulatorios son más frecuentes debido a la evolución natural de las arterias que con el paso del tiempo desarrollan cambios degenerativos atero-escleróticos -- que conducen a la obstrucción arterial de desarrollar técnicas quirúrgicas capaces de reparar, substituir o revascularizar las arterias.

Igualmente ha sido necesario encontrar materiales adecuados para poder realizar los procedimientos quirúrgicos.

El desarrollo de la cirugía angiológica ha tenido lugar durante los últimos 35 años, ya que anterior a esta época -- los procedimientos quirúrgicos angiológicos que se practicaban eran casi los mismos que fueron descritos en el siglo II A.C., por lo que considero interesante presentar -- una breve revisión histórica de la evolución de la cirugía vascular.

En el siglo II A.C., el enciclopedista Celsus, escribió un tratado de medicina en ocho volúmenes que se intituló "De Re Medicina", en el cual describió la ligadura de los va--

sos sangrantes como método de hemostasia. En el siglo II-D.C., Antilus curó un aneurisma superficial ligando la arteria distal y proximalmente e incidiendo el aneurisma, -- permitiendo la cicatrización por granulación. En 1785 Hunter practicó la ligadura de la arteria ilíaca como tratamiento de un aneurisma y en 1817 Hastley Cooper realizó la ligadura de la aorta abdominal para tratar un aneurisma, -- logrando la sobrevida del paciente.

Durante la Primera Guerra Mundial (1914-1919) el tratamiento de las lesiones vasculares continuaba siendo la ligadura de los vasos lesionados; en esa época el tratado de Fiole y Delmas en el que se describen las técnicas y resultados de la ligadura de gruesos troncos arteriales, se convirtió en libro de consulta de cirugía vascular.

Estos procedimientos arcaicos continuaban en boga a pesar de antecedentes quirúrgicos tan importantes como los de Jaboulay y Brian, que a finales del siglo pasado realizaron el primer injerto autólogo empleando vena safena y el de Goyanes que en 1906 practicó un injerto autólogo con vena poplitea, después de reseca un aneurisma de la misma arteria.

Murphy en 1897 ejecutó las primeras anastomosis vasculares. Posteriormente Alexis Carrel, contribuyó de una manera importante en la cirugía vascular, demostrando la disponibi-



lidad de arterias homólogas y heterólogas, así como de venas para sustitutos arteriales en perros.

En 1946 Lerich y Kunlin informaron a la academia de ciencias los resultados obtenidos en ocho casos de revascularización fémoro-poplítea, empleando la vena safena interna.

En 1948 Gross retornó a los homoinjertos arteriales, comenzando así la era moderna de la cirugía vascular.

En 1950 Jaques Oudot (cirujano francés) trató un caso de obstrucción aorto-iliaca colocando un injerto homólogo con fines de revascularización y en 1952 Dubost substituyó el segmento aortoiliaco, con un injerto sintético por resección de aneurisma abdominal. Es entonces cuando los injertos homólogos comienzan a usarse con profusión, comenzándose las modernas fábricas de prótesis vasculares cuyos pioneros fueron Voorhes, Jaretski y Blaken More; sin embargo los resultados obtenidos no fueron satisfactorios, debido a múltiples complicaciones de tipo aneurismático por falta de resistencia tensional, dehisencia de las suturas y cambios arterioescleróticos en el injerto. La experiencia -- con los injertos autólogos dió resultados muy satisfactorios sin embargo, en múltiples casos no es posible utilizarlos por limitación de las fuentes de aprovisionamiento -- ya que en arteria del calibre de la aorta y las ilíacas -- primitivas no es fácil encontrar un sustituto adecuado; --

en arterias de mediano y pequeño calibre con frecuencia se emplean con mucho éxito, la vena safena interna, la vena safena externa y arterias como la ilíaca interna y la radial; sin embargo la safena interna puede encontrarse ausente por safenoexeresis previa, o en otras puede presentar patologfa varicosa, esclerosa o trombótica. La arteria ilíaca interna y la radial tienen limitaciones para su uso por razones de longitud y calibre. Debido a la demanda de intervenciones vasculares, fue necesario orientar la investigación a la búsqueda de materiales adecuados para reparar, substituir o revascularizar arterias, desarrollándose así las prótesis de material sintético.

A partir de entonces la investigación científica se orientó a la búsqueda de materiales adecuados para reparar, substituir o revascularizar.

La revascularización arterial se remonta al siglo VI, cuando Vesalio intentó la reparación de la arteria femoral de un perro interponiendo un carrizo; sin embargo, esta idea genial se perdió en el polvo de la historia y no fue hasta la década de los años 50 de este siglo, cuando se desarrollaron las prótesis de material sintético que actualmente son de uso corriente en cirugía vascular.

El retraso del desarrollo de la cirugía vascular, que es -

la especialidad quirúrgica más joven, se puede explicar en base a la necesidad del avance de otras ramas de la medicina como son: hematología, cardiología, neumología, radiología, hemodinamia, anestesia y terapia intensiva, para que sirvieran de base al perfeccionamiento de la cirugía angiología y en el caso particular de las prótesis sintéticas ha sido necesaria la estrecha colaboración de físicos, químicos e ingenieros de la industria textil y petroquímica - para la fabricación de injertos.

Los materiales sintéticos que se utilizan en cirugía angiología, son estudiados desde el punto de vista de sus características físicas y químicas, con especial interés en lo referente al grosor, a la permeabilidad, la suturabilidad, elasticidad y tipo de reactividad tisular, debiendo llenar los siguientes requisitos:

1. SER QUIMICAMENTE INERTES
2. NO PRODUCIR REACCION INFLAMATORIA
3. NO SER CANCERIGENOS
4. TENER RESISTENCIA TENSIONAL ADECUADA
5. SOPORTAR LA ESTERILIZACION MEDIANTE EL CALOR
6. ADAPTARSE FACILMENTE A LOS TRAYECTOS ARTERIALES, SIN PRESENTAR ANGULACION

7. PRESENTAR CARACTERISTICAS FISICAS ACEPTABLES EN RELACION A LA SUTURABILIDAD, GROSOR, DUREZA, FLEXIBILIDAD- Y ELASTICIDAD
8. NO SER TROMBOGENICOS
9. ESTAR DISPONIBLES POR UN COSTO RAZONABLE Y PODER SER - ESTERILIZADOS REPETIDAMENTE SIN ALTERACION

Durante el proceso de investigación se probaron diferentes materiales como el orlon, nylon, terrilene y vnyon N, que fueron desechados por no satisfacer completamente los requisitos anteriormente señalados y solamente el dacrón y el teflón mostraron características satisfactorias para ser utilizados en cirugía vascular. (Foto #1)

Estos materiales se pueden fabricar con estructura diversa y en la práctica experimental se probaron en la forma de tejido de punto, de malla y trenzados. El tipo de tejido le confiere características particulares en lo que respecta a su permeabilidad, tanto para la sangre circulante, como para el tejido fibroso que les rodea. El tejido de punto es el más permeable y en orden decreciente le siguen el tejido de malla y el trenzado. (Fotos # 2, 3, 4 y 5).

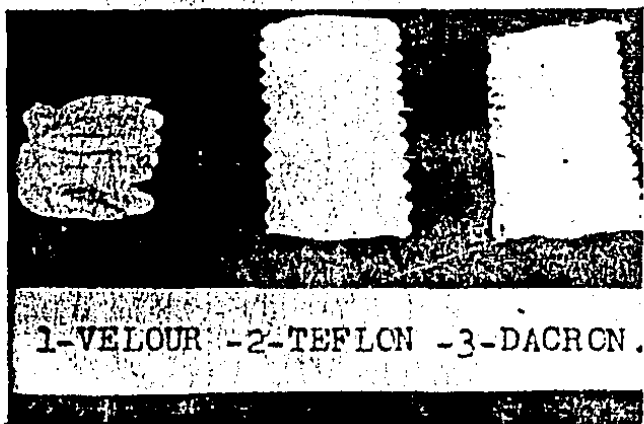


Foto 1. Diferentes tipos de materiales sintéticos.

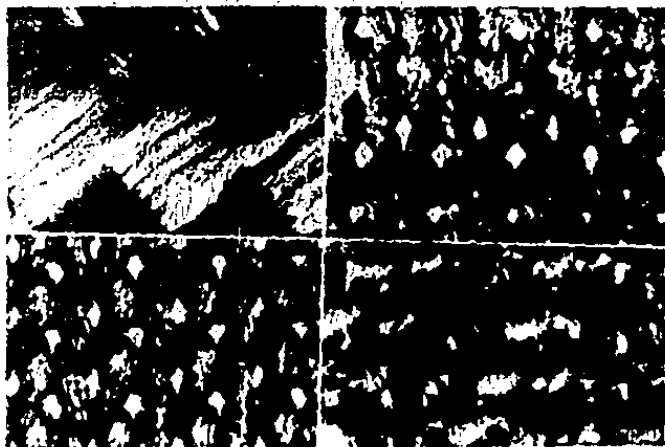


Foto 2. Diferentes tipos de tejido en materiales sintéticos.

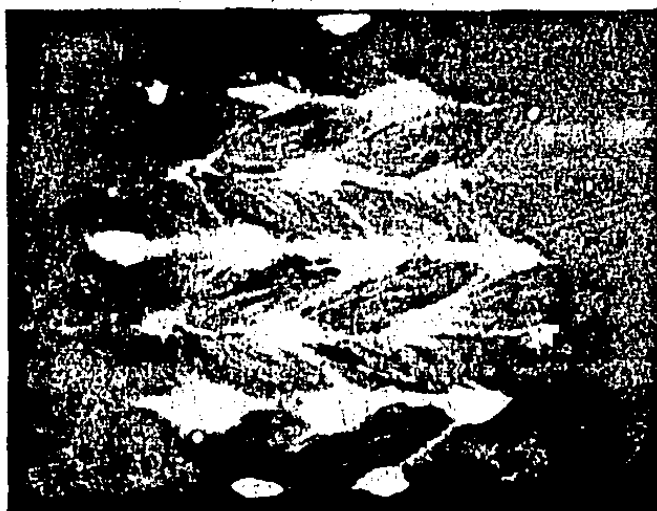


Foto 3. Aspecto bajo microscopio electrónico de una prótesis de dacrón.



Foto 4. Aspecto bajo microscopio electrónico de una prótesis de teflón.



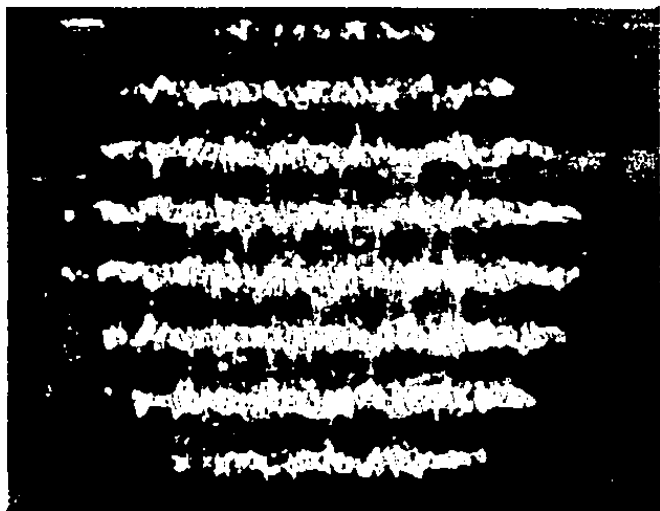


Foto 5. Aspecto bajo microscopía electrónica de una prótesis de teflón velour.

**FACTORES FISIOLÓGICOS EN LAS PROTESIS ARTERIALES****OBJETIVOS**

1. COMPONENTES TISULARES DE LA PARED ARTERIAL
2. LA PARTICULAR CONTRIBUCION EN LA FORTALEZA DE LA PARED ARTERIAL
3. TECNOLOGIA DISPONIBLE PARA REPRODUCIR ALGUNAS DE ESTAS FUNCIONES EN LA HECHURA DEL INJERTO
4. LA EDAD DE LAS ARTERIAS ASI COMO SUS DEFICIENCIAS Y SU SIMILITUD PARA PROTESIS COMUNMENTE DISPONIBLES
5. RELACION DEL DIAMETRO DEL INJERTO Y DEL DIAMETRO DEL - LECHO VASCULAR
6. CARACTERISTICAS DEL INJERTO ARTERIAL IDEAL
7. ALGUNAS NUEVAS TECNICAS EN LA FABRICACION DE LOS INJERTOS.

## COMPONENTES ARTERIALES

El endotelio de los vasos sanguíneos, es una capa de células que previene la coagulación intravascular y restablece las soluciones de continuidad, posterior a la injuria, - - excepto en los reemplazos de arteria y vena autólogos.

Uno de los factores de la prevención de la trombosis, es - la suficiente velocidad de flujo al través del injerto, para que así se disminuya la acumulación de fibrina.

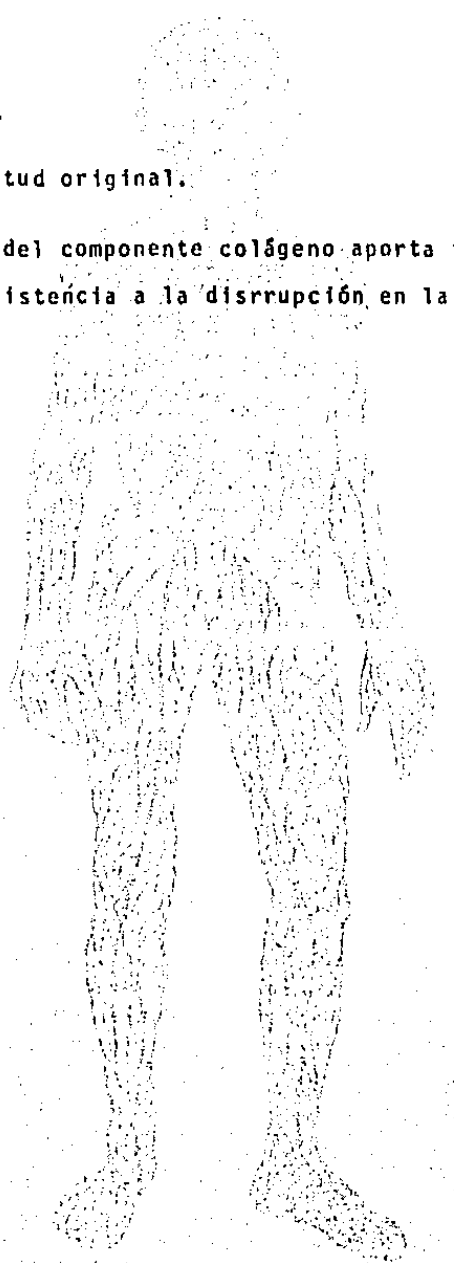
La regulación del calibre y las variaciones de flujo y presión son funciones del músculo liso y los componentes elásticos.

Estos tejidos son débiles y están estrechamente relacionados con el colágeno arterial, lo que ayuda a que la presión sistólica produciendo un flujo sanguíneo más continuo. El regreso del diámetro durante la diástole, es llevado a cabo por la función contráctil del músculo y el regreso pasivo de la elástica.

La lámina elástica purificada bajo la acción del ácido Fórmico es un material cinco a diez veces más elástico que el caucho, alcanzado a producir una extensibilidad de más del

60% de su longitud original.

La permanencia del componente colágeno aporta importante -  
fortaleza y resistencia a la disrupción en la arteria nor-  
mal.



## ESTRUCTURA ARTERIAL Y FUNCION

Las fibras elásticas nunca llegan a su estado de elongación total en la arteria normal. El músculo liso, en virtud de su contractilidad limita la expansión elástica bajo tensión y puede desplazar la masa de fibras elásticas, alterando de este modo las características viscosas.

Existen evidencias de que la visco-elasticidad en una arteria cambia con el grado de distensión del vaso; está bien establecido que la rigidez se incrementa hasta los vasos de mediano tamaño.

La elongación y dilatación de las arterias viejas in vitro se debe a la destrucción enzimática de la elástica.

# CLASIFICACION DE LOS INJERTOS

## 1- TEJIDOS

### A- AUTOLOGOS FRESCOS O VITALMENTE PRESERVADOS:

- 1- ARTERIA.
- 2- VENA.
- 3- FASCIA.
- 4- OTROS (Peritoneo).

### B- HOMOLOGOS:

#### 1- Arterio-

- a)- FRESCA O VITALMENTE PRESERVADA.
- b)- PRESERVADA VARIABLEMENTE Y NO DISPONIBLES.

#### 2- Vena-

- a)- TRATADA.
- b)- VENA UMBILICAL CONSERVADA EN GLUTARALDEHIDO.

### C- HETEROLOGOS:

#### 1- Arterio- (carótida de bovino)

- a)- TRATADA O PRESERVADA VARIABLEMENTE.
- b)- CONSERVADA.

## 2- PROTESIS SINTETICAS

### A- DE PARED SOLIDA O NO POROSA:

- 1- SUPERFICIE NO TROMBOGENICA.
- 2- INTIMA ARTIFICIAL.
- 3- LINEA POROSA.

### B- COMPUESTA DE POROS

- 1- BAJA POROSIDAD.
- 2- MEDIANA POROSIDAD.
- 3- ALTA POROSIDAD.

## 3- SINTETICAS

- DACRON VELOUR  
GORETEX (PTFE)

## TEJIDO AUTOLOGO

Son teóricamente el material ideal para la reconstrucción arterial. Clínicamente el injerto de vena autólogo ha demostrado ser el injerto preferido en puentes femoropoplíteos tibial y coronarios carótida renal o reconstrucción arterial en otros lugares.

Teóricamente la arteria autólogo sería el sustituto ideal. Algunos autores sugieren que el porcentaje de obstrucción tardía es más alto en las arterias coronarias que en las arterias de las extremidades inferiores usando autoinjerto de vena. (Foto # 6)



Foto # 6. Vena autóloga colocada como by-pass en segmento femoropoplíteo.



## TEJIDO HOMOLOGO

El tejido arterial homólogo es definitivamente inferior al tejido arterial autólogo, siendo algunas veces superado -- por una mejor prótesis arterial.

La intensidad de la reacción de un homoinjerto arterial parece estar en relación con el grado de desnaturalización -- de las proteínas.

Los cambios de la cicatrización consisten en lisis lenta -- de la pared arterial, compactaciones, pérdida de tejido -- elástico ulceración trombosis mural y calcificación; estos cambios se asemejan a los de la aterosclerosis.

## COMPORTAMIENTO BIOLÓGICO DE LOS INJERTOS VASCULARES

Aunque cada vez se presenta mayor discusión acerca de los injertos vasculares, se hace énfasis sobre las características físicas de las prótesis y otros numerosos factores de composición de las prótesis, que son igualmente importantes en la determinación de los resultados clínicos.

Es importante, detectar las fallas de los injertos y así lograr detener la progresión de la enfermedad. Además la selección de los pacientes y el cambio de procedimientos operatorios, son de demasiada importancia en la determinación de los resultados clínicos a largo plazo. Los injertos deben de ser estudiados y probados en varios modelos de animales experimentales y observar así la respuesta del huésped a la implantación vascular del injerto.

En el hombre la diseminación de la capa endotelial que se origina en la anastomosis es limitada, cuando se comparan con estudios hechos en el puerco en crecimiento o el mandrill. Además el crecimiento de los fibroblastos, al través de la pared de la prótesis y la capacidad de cicatrización de la íntima es rudimentaria comparada con la de otras especies en las cuales la cicatrización ocurre rápi-

damente y puede ser completa en 4 a 8 semanas.

El comportamiento de las prótesis en el perro es la más cercana y paralela a la del comportamiento de las mismas en el hombre, tal es la explicación para la utilización del perro, como modelo de animal preferido para la valoración de los injertos vasculares.

Virtualmente las prótesis arteriales forman una capa de fibrina que varían, en su espesor intraluminal a la superficie, en adición al crecimiento del endotelio en cada anastomosis, para así formar un puente y cubrir el defecto de la superficie interna de los injertos.

En las prótesis no porosas, la fibrina luminal no puede organizarse por falta de tejido conectivo; la dispersión del panículo endotelial no llega a ser adherente, además existe la predisposición a la embolización distal por la fragmentación de fibrina, o la proliferación de la íntima con la consiguiente oclusión del injerto.

Por otro lado las prótesis porosas desarrollan, una delgada capa luminal de fibrina, que varía de su espesor intraluminal a la superficie, siendo gradualmente reempla-

zada por colágeno que crece de la parte exterior a la superficie interna de la prótesis resultando así una superficie luminal no trombogénica.

En experimentos con animales, esta capa es cubierta rápidamente por la propagación del endotelio desde la anastomosis.

La ventaja de tal cicatrización en los injertos protésicos en adición a los cambios ya descritos, incluye un incremento de la resistencia a la infección y a la diseminación tardía hematógena mejorando así la permeabilidad en situaciones de bajo flujo.

Desafortunadamente el incremento en la permeabilidad de los injertos, para facilitar la cicatrización, estuvo acompañado por un incremento en la incidencia temprana y tardía de hemorragia, así como un aumento en la fragmentación de fibras y en la formación de aneurismas.

Por consiguiente es necesario elegir una prótesis, que - de un balance intermedio, entre porosidades biológicas, - alta y baja para facilitar el crecimiento del tejido. - Se han hecho recientes modificaciones en la fabricación de los injertos, empleando un disoluto, tales como filamentos de estambre con adición de velour a los injertos de dacron; éstos desarrollan una delgada capa de fibrina siendo más factible la cicatrización transmural, creándose se así una situación más favorable para la endotelización completa de los injertos. Se han agregado también células endoteliales autógenas, constituyéndose así, los llamados injertos precoagulados. (Foto # 7).

En experimentos hechos con perros se formaron rápida y - completamente, una cubierta endotelial de la superficie luminal, ofreciéndose así perspectivas, para realizarse una verdadera cicatrización vascular. (Foto # 8).

Otro factor que debe ser tenido en cuenta, es el funcionamiento a largo plazo.

Aunque muchas prótesis corrientes cumplen con características similares, a las de la arteria huésped, virtualmente -



Foto # 7. Aspecto microscópico de la integración de una prótesis retirada dos meses después - de la aorta de un perro. (D.P.T.O. Cirugía experimental).

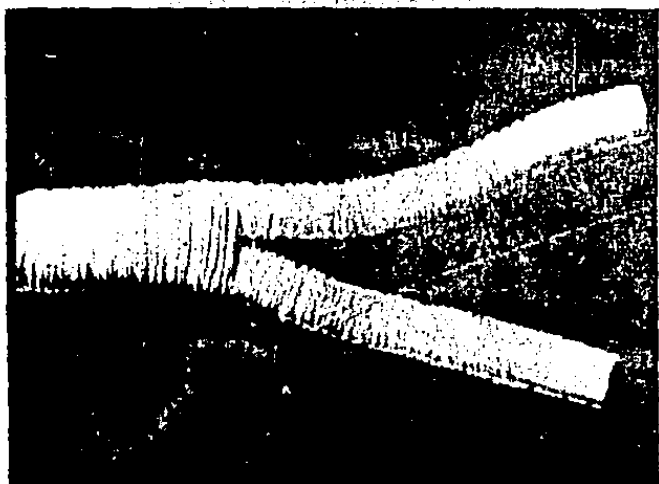
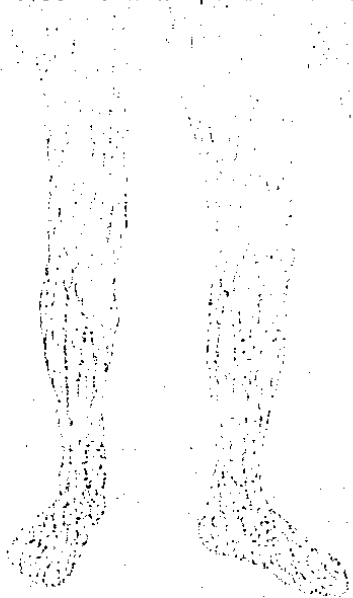


Foto # 8. Aspecto macroscópico de una prótesis de dacrón simple.

todas ellas pueden sufrir crecimiento fibroso llegando a ser tubos rígidos.

Las excepciones de esta generalidad son los autoinjertos de arteria y vena los cuales se mantienen, esencialmente normales, con superficies lisas por largo tiempo posterior a la implantación; ésta es una posibilidad que disminuye a medida que transcurre el tiempo de implantación del injerto, por la pérdida de capacidad del mismo para su limpieza en superficie intimal. Este factor unido a la ejecución de anastomosis a tensión, ocasiona la formación de falsos-aneurismas anastomóticos con neoplasia neointimal. (Foto # 9)





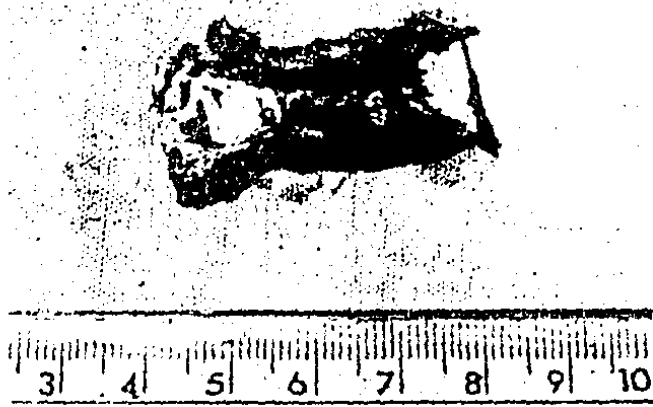


Foto # 9. Aspecto macroscópico de un segmento de prótesis de dacrón invadida por enfermedad aterosclerosa.

## SELECCION Y MANEJO DE LAS PROTESIS VASCULARES

No cualquier injerto disponible es conveniente para la - - aplicación clínica, y éstos deben de ser seleccionados según cada caso. La arteria autógena es el injerto vascular ideal pero pocas grandes arterias del cuerpo se encuentran disponibles, por lo que solamente se utilizan en casos de segmentos cortos en arterias de pequeño y mediano tamaño.

Por otra parte la vena safena se encuentra usualmente disponible para segmentos largos, aunque también se encuentra expuesta a la fibrosis medial proliferación y degeneración a largo tiempo se ha probado su durabilidad, siendo especialmente útil para puentes de las extremidades inferiores.

Desafortunadamente del 30% al 40% de los pacientes la vena safena no se encuentra disponible, su calibre es inadecuado o de mala calidad.

Por las razones anteriormente mencionadas se usa actualmente en el 90% de los casos brindando un largo tiempo de permeabilidad.

El injerto de cordón de vena umbilical y el heteroinjerto de bovino se encuentran disponibles en varios tamaños pero

inicial de los microesclerocios. Además, en esta fase de la investigación se colocaron trocitos de hijuelos esterilizados por 30 minutos a 15 lb/pulg<sup>2</sup> alrededor del centro de la caja conteniendo el medio sólido y posteriormente se sembró un disco de micelio con agar. Con el tiempo el hongo patógeno creció e invadió el trocito de vegetal, formándose una corteza blanca, entre el trocito de vegetal y la superficie de sustrato tal como se aprecia al levantar la corteza del árbol enfermo.

El efecto de la luz ultravioleta sobre el crecimiento del hongo puede considerarse ligero o nulo, ya que el micelio fué escaso radial al principio, después cambió a rugoso pero no formó anillos café-oscuro.

A las temperaturas probadas utilizando el medio jugo de tomate-agar, sólo apareció un crecimiento uniforme pero escaso; a 12°C se apreciaron microesclerocios aisladamente.

El crecimiento micelial en jugo VB-agar bajo diferentes condiciones de luz y obscuridad presentó las siguientes características: ligeramente radial, con aspecto algodonoso y blanquecino, pero ni la alternancia de luz y obscuridad ni la luz y obscuridad continuas estimulan la formación de microesclerocios. La temperatura al parecer tampoco tiene

Influencia sobre la formación de microesclerocitos, el desarrollo micelial es algodonoso, homogéneo pero escaso. A 18°C se apreciaron ligeras manchas negras. Los tratamientos con luz ultravioleta 15, 30 y 45" no estimulan el crecimiento del micelio ni la formación de microesclerocitos.

Las características del crecimiento micelial en agua agar (AA) fueron a los 10 días, el micelio cubrió totalmente la caja, creció superficial y raramente y no formó microesclerocitos, aunque se oscureció en el borde de la caja, principalmente en oscuridad continua; en forma similar creció bajo luz continua y alternancia de luz-oscuridad. Se puede aseverar que la luz en este medio de cultivo no influye en la formación de microesclerocitos, aunque el micelio crece rápidamente y casi no se nota sobre el medio de cultivo. A 12 y 18°C el crecimiento del micelio es homogéneo, con aspecto algodonoso y blanquecino, pero muy escaso, lo que permite concluir que estas temperaturas no estimulan la formación de estructuras reproductivas ni de resistencia.

En los tratamientos de luz ultravioleta (10, 15 y 30" de exposición) y con el medio AA se apreció un desarrollo uniforme del micelio y cordones miceliales en el centro de la caja, el micelio blanco en la superficie y oscuro en el interior del medio de cultivo, presentó diferentes tonalidades

Una vez efectuado el procedimiento, el cirujano anotará, las características del injerto implantado; esto con el fin de que si el paciente, presentara complicaciones posteriores esta información sería vital, para determinar -- los diversos factores que pudieran contribuir al fracaso del mismo.

Desde que demostró que la atero-arteriosclerosis, es una enfermedad paulatinamente progresiva, el cirujano debe -- aceptar la responsabilidad, del seguimiento de estos pacientes en forma indefinida, durante la implantación de puentes sintéticos, para así poder llevar a cabo una detección temprana o tardía del injerto implantado y actuar con prontitud para prevenir o solucionar la misma. (Foto # 10)



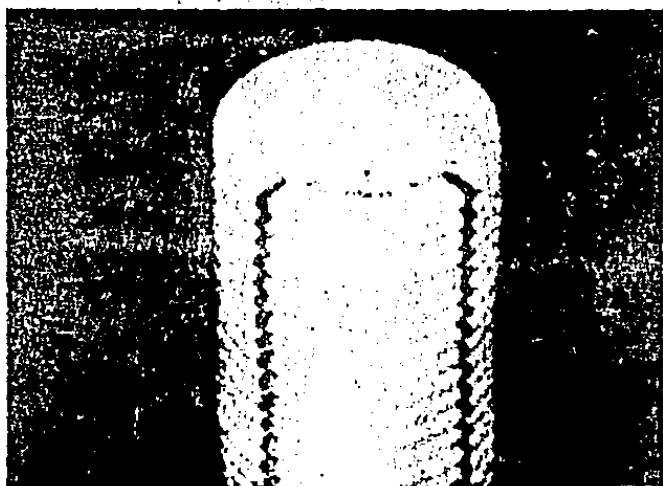


Foto # 10. Aspecto macroscópico de una prótesis tubular de dacrón doble Velour.



## COMPLICACIONES

El fracaso de un injerto puede ocurrir en forma temprana o tardía y todos los injertos deberán ser sometidos a -- pruebas de durabilidad por lo menos 5 años antes de su di fusión y aceptación clínica.

Dos categorías básicas de complicaciones ocurren en los - injertos.

Complicaciones directas que comprometen la falla del in- jerto mismo.

Complicaciones indirectas, que son las relacionadas a los factores que perjudican la captabilidad y función del in- jerto.

La complicación más frecuente de los injertos es la trom- bosis; aunque ocasionalmente es ideopática, usualmente es consecuencia de una enfermedad progresiva y requiere de - alguna forma de manejo quirúrgico.

Los injertos han mostrado, cada vez, más sufrimiento y di latación a la presión arterial; ocasionalmente alcanzan - dimensiones de un aneurisma verdadero que finalmente ter-

mina en la interrupción del injerto.

La vena autóloga sufre gradualmente fibrosis de la media, así como proliferación de la íntima, en respuesta a la presión arterial, pudiendo desarrollar además aterosclerosis, llevando por consiguiente el injerto a la estenosis y por ende a la trombosis.

Las complicaciones indirectas pueden ocurrir y requerir cirugía adicional, sopeso de la permeabilidad y continuidad del injerto, siendo de éstas la más común, el falso aneurisma en las líneas de sutura.

La infección tardía de una parte del injerto, puede ocasionalmente responder, a la antibióticoterapia local y sistémica, permitiendo así, el salvamento del mismo.

La embolia puede resultar también, de la formación de fibrina luminal de la dilatación aneurismática del injerto.

Si el injerto, no es adecuadamente cubierto por tejidos viables éste puede erosionar las vísceras adyacentes, pudiendo ocasionar septicemia y sangrado.



## CONCLUSIONES

1. Los injertos de diámetro grande, con alto flujo tienen una excelente permeabilidad, pero están propensos a infectarse.
2. Las prótesis de diámetro pequeño, usadas en las extremidades inferiores, son muy susceptibles de trombosarse.
3. Se deben de buscar nuevos materiales sintéticos, -- que sean conductos resistentes a la infección, con revestimiento antibiótico, menos trombogénicos, ya sea por la adición de células endoteliales, el uso de precoagulados a prótesis selladas de dacrón tejido.

# INJERTOS VASCULARES

USO EN EL PRESENTE / SU APLICACION CLINICA

TIPOS DE INJERTO

APLICACION CLINICA	BIOLOGICO				PROTESICO			
	AUTOINJERTO		HOMOLJERTO HETEROMAL		DACRON		TEFLON	PTFE
	ARTERIA	VENA	HUYAS	BOVINO	TEJIDO	ENTRE TEJIDO	ENTRETEJIDO	
* Ab TORACICA O RUPTURA DE ANEURISMA.						P	P	A
* Ab INFRARENAL.					P	A	A	A
* Ab VISCERAL.	P	V	A		A			A
* FEMOROPLOLITEAL.		P	A		A			A
* FEMOROTIBIAL.		P	A					A
* AXILOFEMORAL.					P			P
* FEMOROFEMORAL.					P			P
* PUENTES EXTRATORACICOS PARA OCLUSION DE VASOS DEL ARCO.					P			P
* ARTERIAS CORONARIAS.		P						
* FISTULAS A.V.			A	P	A			P
* CAROTIDAS.		A	V		A			A
* REPLAZO VENOSO.		P			A			A

P=REFERIBLEMENTE.

A=ALTERNATIVAS.

## MATERIALES SINTETICOS

### PROTESIS DE PARED SOLIDA

En el siglo pasado se intentó la implantación de prótesis arteriales de pared solidales, como vidrio parafina y otros fracasando por la trombosis.

El material impermeable que previene la trombosis es el velour aterciopelado. Esta permanece permeable tempranamente, resultado de la porosidad intimal, siendo más posible que ocasione la formación de una placa de fibrina fija que cuando se acerca a un milímetro de espesor, subsecuentemente aísla la corriente sanguínea de los efectos deletéreos de la pared.

### PROTESIS COMPUESTAS

Se definen como prótesis compuestas, a las prótesis que son fabricadas con dos o más compuestos, en donde uno, de los componentes es reabsorbible por el cuerpo y el otro es permanente.

La prótesis arterial compuesta debe de ser hecha de un material de baja porosidad, que controla la pérdida sangui-

nea a la implantación y que facilite la cicatrización, - por la penetración de tejido a través de las porosidades y la consecuente absorción del componente absorbible de - la misma, demostrándose así la importancia de la porosi-- dad en las prótesis sintéticas.

Hasta el presente cinco clases de materiales sintéticos - han sido utilizados:

1. MALLA COAGULADA
2. MALLA AUTOGENA PRECICATRIZADA
3. TEJIDO COAGULADO
4. TEJIDO COMPUESTO
5. TEJIDO DE HILO COMPUESTO

#### MALLA COAGULADA.

Se ha definido esta malla, como un tejido en el cual los - intersticios, son significativamente más grandes. Los -- coágulos que se forman deben de ser tan grandes como los - intersticios de la red para así prevenir la hemorragia. - El material absorbible debe de reabsorberse, ofreciendo - mínima resistencia a la penetración, formando así, una -- cápsula de tejido durante el proceso de cicatrización; -- las diversas capas del material han sido derivadas del co

lágono. Si la capa interna es muy delgada, se presente -  
acumulación temprana local de leucocitos en la superficie  
interna de la prótesis, coincidiendo con los puntos de fe-  
nestración.

Si la capa es muy gruesa el proceso de cicatrización es -  
tan lento, que el engrosamiento va acompañado por depósi-  
tos secundarios de fibrina que conllevan a la formación -  
de estenosis tardías.

#### MALLA AUTOGENA

Las observaciones de Hufnagel y colaboradores demostraron  
que estos tubos de prótesis precicatrizadas, funcionan --  
bien como prótesis arteriales por períodos prolongados de  
tiempo. Estas prótesis precicatrizadas o autogenizadas -  
son indudablemente más favorables que las prótesis de ma-  
terial sintético porosas, pues el proceso de cicatriza- -  
ción se lleva a cabo más rápidamente, aunque representa -  
el inconveniente, después de diversos experimentos en pe-  
rros, que ocasiona la formación de aneurismas.

## TEJIDO COAGULADO

Son de importancia, ya que tienen la ventaja, de que disminuyen el sangrado a través de la prótesis durante la -- operación. Estas han decaído en desuso, pues existen prótesis simples que pueden ser adecuadamente coaguladas. - Además en varios experimentos hechos en perros se ha demostrado que las prótesis revestidas de gelatina colágena disminuyen y retardan el proceso de cicatrización, cuando se ha comparado con material incoagulado.

Estudios recientes han demostrado que las prótesis revestidas de capa gelatinosa, están constituidas por fibrinohomóloga, que pueden abolir o disminuir la cicatrización efectiva.

## TEJIDO COMPUESTO

Es definido como una combinación de varios tipos de punta da, en la elaboración de las mismas como son: ENTRETEJIDO, ENTRELAZADO, ENTREMALLADO; presentándose entonces alteración en los patrones de absorción. Hasta el presente este tipo de tejidos, son considerados de importancia his tórica y solamente de valor experimental.

## DE HILO TEJIDO COMPUESTO

Consisten en la combinación de hilo entretejido, entrelazado o mallado, absorbible y de filamentos permanentes, - teniendo la ventaja de que no cambia el patrón del tejido con la desaparición del componente absorbible.

Estas prótesis han presentado el inconveniente, de complicaciones no fatales en el proceso de cicatrización.

## PROTESIS POROSAS SIMPLES

Estas, son las más comúnmente usadas y las mejor toleradas como sustitutos arteriales sintéticos.

En los lugares del cuerpo que no atraviezan, superficies de flexión y con diámetros de 6mm o más, es uno de los mejores sustitutos arteriales, compitiendo con el injerto de vena autóloga; sobrepasándolo en algunas ocasiones sobre todo en segmentos endarterectomizados, siendo el período de cicatrización más largo con respecto al injerto autólogo.

En términos de disponibilidad de diámetro y longitud, la prótesis arterial porosa, es la de mejor elección en la -

reconstrucción arterial para segmentos largos, de 8 o más milímetros de diámetro.

¿A QUE FACTORES O SUSTANCIAS, DEBE LA PARED ARTERIAL SER POROSA O PERMEABLE?

Varios factores de permeabilidad deben de ser tenidos en cuenta, tales como: iónico, tisular y celular.

Varios de estos factores de permeabilidad, son determinados por otro, tales como el tamaño del poro.

El umbral para la transferencia transmural de electrones, es insuficiente para mantener la permeabilidad, ya que se ha demostrado que los tubos sólidos de platino, que poseen una buena conductibilidad eléctrica se trombosan dentro de las primeras 48 horas.

El factor por el cual la pared arterial, expande energía como una bomba iónica, concierne indudablemente a la porosidad. Esto se ha demostrado por estudios hechos en membranas biológicas o difusión a través de la pared vascular y/o características bioeléctricas de las membranas vasculares, que han sido demostradas anatómicamente por microscopía electrónica.

Las prótesis arteriales fabricadas, no han sido desarro--



lladas aún con los principios básicos de permeabilidad id  
nica. Todas las prótesis usadas clínicamente, muestran -  
permeabilidad celular o tisular.

Las prótesis porosas simples se han dividido en prótesis-  
textiles, las cuales por fabricación natural poseen per-  
meabilidad al tejido y prótesis no textiles las cuales --  
pueden ser hechas con poros de tamaño variable.

#### PROTESIS NO TEXTILES

Estas comprenden tubos microporosos o tubos de papel fiel  
tro o esponja. Estas han fracasado como prótesis arteria  
les, razón por la cual se han desechado para su uso clíni  
co. De éstas hasta el presente el politetrafluoroetileno-  
expandido (PTFE) es la excepción.

Las prótesis microporosas merecen mención especial sola--  
mente desde el punto de vista teórico; no obstante los ma  
teriales de plástico, pueden ser manufacturados con varia  
ble microporosidad, para así prevenir el crecimiento celu  
lar excesivo. Tales materiales microporosos, pueden pro-  
ducir fenómenos trombóticos, porque la fibrina que se de-  
posita sobre la superficie interna, no puede organizarse-  
a través de la pared lo que inhibe permanentemente la es-  
tabilidad de la interface tejido/sangre.

También es cierto que un tejido determinado, puede producir sorprendente estabilidad en la interface tejido/sangre por periodos prolongados de tiempo.

Finalmente concluimos, que la mejor prótesis arterial porosa es aquella que presenta permeabilidad a las células y tejidos.

Un interesante material ha sido desarrollado, que presenta características intermedias entre las prótesis micro y macro porosas y es el politetrafluoroetileno expandido (teflón expandido).

La constitución íntima de estas prótesis, consisten en filas de nudos fijados paralelamente por bandas de plástico, resultando así una porosidad similar a la del vaso sanguíneo, dando origen al crecimiento intracelular.

El PTFEE, resiste y previene la formación de dilataciones y ha sido usado en vasos por debajo de los 6mm.

Estudios experimentales han demostrado permeabilidad a -- largo término, disminuye, entre más distal sea su inserción.

El tiempo de permeabilidad en orden descendente es el siguiente:

- a) VENA AUTOLOGA
- b) VENA UMBILICAL
- c) POLITETRAFLUROETILENO (PTFEE)

La administración de compuestos tales como la aspirina en microdosis, tiende a mejorar las tasas de permeabilidad de las prótesis de PTFEE colocadas en las extremidades inferiores.

#### PROTESIS TEXTILES

Ya se ha demostrado que hay una correlación inversa, entre la porosidad y la calcificación en forma experimental, equivalente también al largo tiempo de cicatrización.

La calcificación aunque no es un rasgo dominante en el ser humano, es un buen indicador del estado general y vitalidad de la cicatrización en la pared íntima de la prótesis arterial.

Segmentos de aorta han sido colocados en aorta torácica de cerdos, los cuales han sido extraídos a los 6 a 8 meses. Los cambios que han sido observados son semejantes a los de las prótesis colocadas en humanos después de 2 a 20 años de implantadas.

El patrón histológico normal de cicatrización es: Dentro de los 5 minutos posteriores a la implantación los intersticios se llenan con acumulos de fibrina haciendo la prótesis hermética y resistente al flujo sanguíneo. La delgada capa de fibrina se deposita tanto en la capa interna como externa del tejido sintético; en esta capa el tubo está completamente encapsulado e infiltrado con fibrina para constituir inicialmente el complejo de implante. Durante las primeras horas o días posteriores a la implantación, se produce lentamente un engrosamiento de la cápsula interna de fibrina, estableciéndose un complejo de interface fibrina sangre, que puede permanecer esencialmente sin cambios durante semanas o meses.

El mecanismo íntimo en la producción del complejo de fibrina-sangre no es aún bien entendido, pero se ha visto que el aumento en el espesor de la capa de fibrina, es directamente proporcional con el espesor y/o porosidad de la pared arterial protésica. En los siguientes dos días-después de la implantación, el tejido se organiza e invade la cápsula de fibrina hacia afuera, produciéndose así una cápsula de tejido que para el final de los 30 días, en el humano presenta tres zonas de tejido bien diferenciado.

La zona más externa, es una lámina vascular que contiene-

los vasa vasorum del complejo de tejido de cicatrización-protésica; estos vasos sanguíneos nutrientes atraviesan la zona media del tejido colágeno denso, lo cual disminuye la fuerza o resistencia de la cápsula hacia afuera.

La disposición de las células y el tejido colágeno lo hacen en sentido longitudinal y paralelo al flujo laminar sanguíneo. La zona interna en contacto con el tejido protésico, consta de un grosor variable y el contenido tisular se organiza también en forma variable de acuerdo a la infiltración celular del cuerpo extraño, formándose así la cápsula de fibrina interna.

La sangre atraviesa tanto las cápsulas internas como externas a través de los intersticios de los capilares y arteriolas que nutren la pared arterial.

En experimentos hechos con puercos, este proceso de cicatrización dentro de un período que varía de las tres semanas a los tres meses el tiempo es inversamente proporcional a la porosidad del injerto.

El endotelio ha mostrado por ecosonografía y estudios de microscopía electrónica un progresivo crecimiento con células en forma de almendra que poseen microvellosidades y organelos, que se difunden y organizan en la cápsula interna.

Este proceso de organización en las prótesis no porosas - se completa a los tres años. Con el paso del tiempo el - complejo formado por la cicatriz externa la cápsula interna y la comunicación a través de los intersticios con los penachos forman una cicatriz contracturada de tejido.

En las prótesis de alta porosidad el proceso de cicatriza ción produce menos efectos deletéreos mientras que en las prótesis de baja porosidad el proceso de cicatrización -- puede ocasionar múltiples áreas adyacentes devasculariza-- das seguidas por consiguiente de la degeneración de la -- cápsula interna.

Si el área involucrada es lo suficientemente grande, la - autólisis de la cápsula interna sobreviene, seguida de un depósito secundario de fibrina, pudiendo ocasionar la for mación de estenosis y trombosis. Las áreas desvitaliza-- das de la cápsula interna, desprovistas de adherencias, - con penachos de tejido intersticial, pueden embolizar de-- jando una zona de prótesis desnuda.

De la red intersticial puede resultar también la forma-- ción de un seroma periprotésico o hematoma, el cual levanta la prótesis alrededor, evitando o retardando así el -- proceso de cicatrización, que varía como mencionamos anteriormente de acuerdo a la porosidad y grosor de la pared-

sintética. Las prótesis de pared delgada y altamente porosas forman cápsulas de fibrina mucho más delgadas. Esto nos indica que el proceso de cicatrización de la capa interna, sería más fiable en cuanto más porosa sea la prótesis, siendo además menos propensa, a cualquiera de las complicaciones anteriormente mencionadas durante el proceso de cicatrización calcificación, formación secundaria de fibrina, trombosis luminal y seroma periprotésico y -- formación de hematomas.

El proceso de cicatrización en la línea de sutura estaría relacionado con el tamaño de los intersticios, así como con los lugares en que sean colocadas las suturas, permitiendo esta forma un fácil crecimiento de tejido, 1 a 2 cms. más lejos de la línea de sutura.

Otro factor importante en las prótesis de alta porosidad es efectividad de la enzima que poseen al precoagulado.

**PROTESIS ARTERIALES DE PEQUERO CALIBRE****ESPECIFICACIONES PARA LAS PROTESIS DE PEQUERO CALIBRE 4mm .****I. ESPECIFICACIONES TECNICAS****A. PROPIEDADES FISICAS**

1. Perfectamente tejida y de pared delgada
2. Muy flexible
4. Manejable
4. Anastomosis adaptable

**B. CORRECTA TECNICA ANSTOMOTICA****II. PROPIEDADES DE LA CICATRIZACION****A. CICATRIZACION TEMPRANA**

1. Delgada capa interna y muy porosa

**B. CICATRIZACION TARDIA**

1. Cápsula interna estable
2. Cápsula interna delgada (menos de 500 U)
3. Flexibilidad permanente
4. Elasticidad permanente

Se debe hacer énfasis en tres factores importantes:



- ESPESOR
- FLEXIBILIDAD
- DOCILIDAD

## FRACASO DE LAS PROTESIS ARTERIALES

### A. FALLAS EN EL DIAGNOSTICO

1. Diagnóstico incompleto
2. Diagnóstico insuficiente

### B. ERRORES DE IMPLANTACION

1. Errores técnicos
  - a. En la arteria huésped
  - b. En la selección del material de sutura
  - c. En la selección de la prótesis

### CRITERIO QUIRURGICO

Problemas en la hemostasia  
Mala elección del diámetro  
Errores en la cicatrización mecánica

### C. FACTORES DEL PACIENTE

1. Estados de bajo flujo
  - a. Cardíaco

- b. Shock
  - c. Tabaquismo
  - d. Enfermedad progresiva
  - e. Compresión patológica
2. Destrucción anormal del implante
  3. Trastornos hematológicos.

En lo referente a las suturas, se usan las de dacron para prótesis arteriales de dacron.

Suturas tales como ivalon, nylon pueden ser un factor que contribuya a la ruptura de la prótesis.

El aneurisma de la línea de sutura, puede producirse por una a tres causas:

1. Progresión de la enfermedad de la pared arterial con lisis de la misma.
2. Ruptura tardía de las suturas.
3. Deslizamiento tardío de los hilos o deterioramiento de los mismos.

Cuando los pacientes con aneurismas anastomóticos son reoperados, la inspección cuidadosa de la línea de sutura es importante de acuerdo al tiempo y no al material de la sutura, pues ésta puede estar intacta y se puede encontrar-

enfermedad progresiva de la pared arterial, que sería la causa de aneurisma anastomótico.

Los injertos tejidos pueden mostrar deterioro de los hilos ocasionando así la formación de aneurisma o ruptura.

También se puede presentar daño de los hilos por la manipulación con Clamps.

La permeabilidad de una prótesis cobra importancia debido a la particularidad de los seres vivos que tienden a rechazar un cuerpo extraño, mediante una reacción fibrosa. La invasión de los fibroblastos se realiza de afuera adentro y cuando se logra integrar ésta, se forma un endotelio que confiere a la prótesis resistencia trombogénica similar a las de un vaso normal; de ahí que esta investigación está orientada al perfeccionamiento de los materiales plásticos, con el fin de favorecer esta acción.

Obviamente el objetivo que se busca al colocar una prótesis es mantener un tubo permeable, libre de complicaciones tromboembólicas y esto sólo podrá conseguirse cuando se logre la integración de la prótesis con formación de endotelio.

Los estudios realizados por Yates y colaboradores, que mi

dieron la trombogenicidad de la superficie interior de una prótesis, encontrando que al momento de su colocación el tiempo de coagulación era de 15 segundos, días o semanas después el tiempo se alargaba 1 ó 2 minutos y cuando se lograba la formación del endotelio el tiempo de coagulación era similar al de una aorta normal.

Como mencionamos anteriormente en la cara interna de una prótesis se forma una capa de fibrina que es altamente -- trombogénica y sólo cuando se logra su organización por el tejido conjuntivo invasor se neutraliza la acción trombogénica.

Con los injertos convencionales de dacrón y de teflón, muchas veces no es posible conseguir la integración total de la prótesis; sin embargo en el segmento aortoiliaco la permeabilidad de los injertos se mantiene por largo tiempo a pesar de la capa interior permanece recubierta por una capa de fibrina; esto es debido a la magnitud del flujo sanguíneo y la presión intraluminal en estos niveles; sin embargo en los segmentos femoro-poplíteo y femoro-tibial, los resultados con las prótesis convencionales han sido poco satisfactorios con permeabilidad temporal y evolución a la trombosis por engrosamiento progresivo de la capa interior de fibrina, ya que la invasión del tejido --

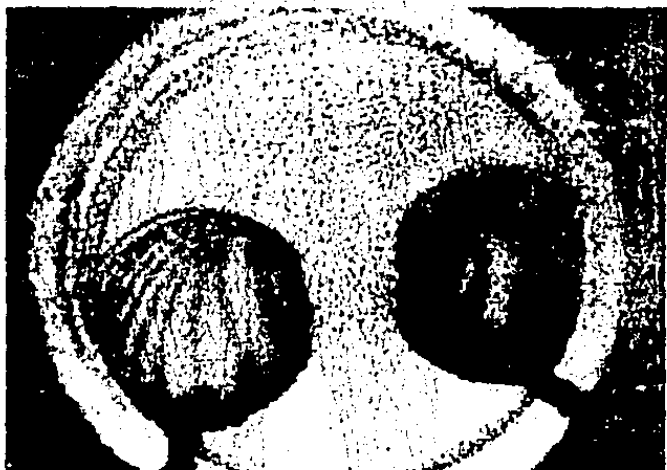


Foto # 11. Aspecto macroscópico de una prótesis de dacrón bifurcada que muestra la gran luz intra-luminal.

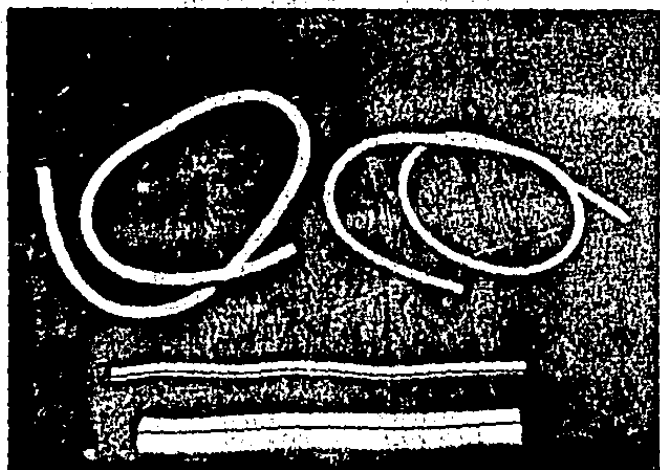


Foto # 12. Diferentes tipos de prótesis tubulares.

fibroso es incompleta, sin lograrse la formación de endotelio. (Foto # 11)

La prótesis ideal estaría formada por un material impermeable con carga eléctrica negativa permanente en su interior resistente a la trombosis y que permitiera una adhesión adecuada del tejido fibroso en la capa externa para poder resistir los movimientos de flexión de los miembros sin desprenderse. (Foto # 12)

Este material no ha sido posible encontrarlo, razón por la cual esta investigación se orientó a los tejidos de dacrón y de teflón con el objeto de favorecer la invasión de tejido fibroso y lograr la integración de la prótesis.

Esta modificación consistió en agregar a las prótesis una capa filamentosa de velour que sirve de apoyo al crecimiento e invasión de los fibroblastos.

Simultáneamente en dos centros de investigación se desarrollaron los injertos de dacrón y velour; uno de estos centros es la Universidad de Washington en Seattle, donde el Dr. Lester R. Savage y sus colaboradores experimentaron con el velour externo, con magníficos resultados.

Los estudios histológicos demostraron que la adhesión y penetración del tejido fibroso se favorecía grandemente -

gracias a la capa externa de Velour, en la que los fibro--  
blastos se apoyan a manera de una escalera para progresar--  
rápidamente hacia la cara interna de la prótesis y organi--  
zar la capa de fibrina, permitiendo la formación del endo--  
telio formando una capa lineal celular.

En Houston, Texas, el Dr. Debakey y sus colaboradores desa--  
rollaron los injertos de velour interno, en los que la ca--  
pa filamentosa se encuentra añadida a la superficie inte--  
rior de la prótesis.

Igualmente los estudios histológicos demostraron resulta--  
dos satisfactorios y en la práctica clínica los reportes -  
estadísticos son igualmente favorables. (Foto # 13)

En México en el Centro Médico Nacional se comenzaron a em--  
plear en 1974 las prótesis de velour para revascularizar -  
el segmento femoropoplíteo, en los casos en que no era po--  
sible utilizar la vena safena interna por algunas de las -  
razones mencionadas anteriormente.

En la actualidad, la experiencia y los resultados han sido  
satisfactorios.

El continuo avance de la ciencia ha permitido la supera--  
ción de las prótesis de velour externo e interno y en la -  
actualidad existen injertos de doble velour, en los que el



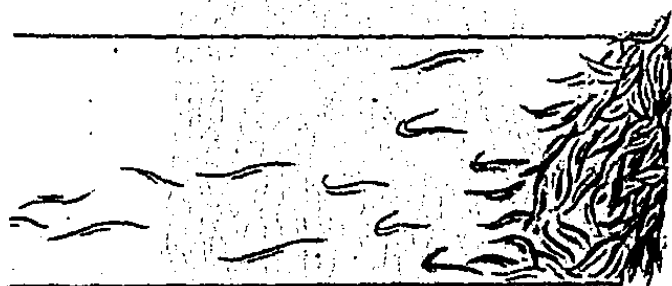


Foto # 13. Esquema ilustrativo de la invasión de los fibroblastos en una prótesis de dacrón simple.

agregado filamentososo se encuentra tanto en el lado externo como en el interno del material plástico. Los resultados experimentales y clínicos con estas prótesis se reportan - muy favorables por lo que representa un avance definitivo - en la cirugía vascular que seguramente favorecerá a los enfermos con problema arterial obstructivo. (Foto # 14)

Es indiscutible que las prótesis de velour aceleran y logran la integración del injerto; sin embargo la superficie interna es potencialmente trombogénica mientras no se logre la integración y este período dura aproximadamente dos meses según los estudios experimentales, por lo que actualmente se ha logrado desarrollar una prótesis de doble velour, con las porosidades ocupadas por un gel aniónico polielectrolítico con carga eléctrica negativa resistente a la trombosis, siendo entonces ésta, impermeable al paso de la sangre y permeable a la invasión de tejido fibroblástico, impidiendo la trombosis desde el momento de su colocación. (Foto # 15)

Los injertos de velour existen en el mercado, de forma de "Y" y tubos rectos en diferentes calibres para colocarse - en el segmento aortoiliaco, femoropoplíteo y axilofemoral. (Foto # 16)

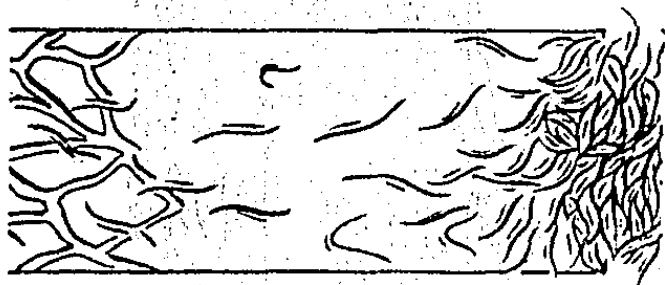


Foto # 14. Esquema ilustrativo de la invasión de los fibroblastos en una prótesis de dacrón Velour externo.



Foto # 15. Esquema ilustrativo de la invasión de los fibroblastos en una prótesis de doble Velour.

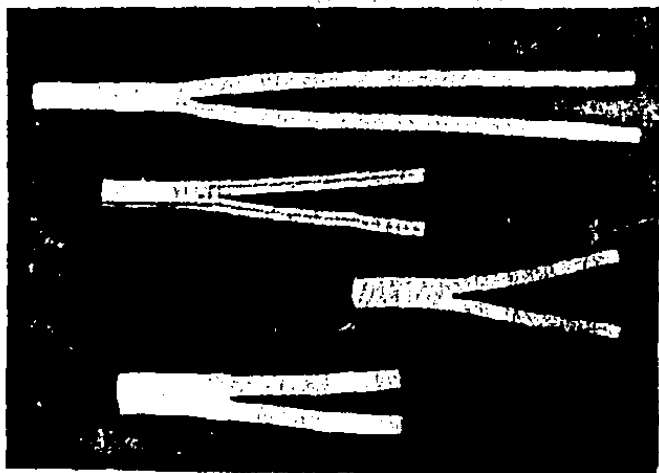


Foto # 16. Diferentes tipos de prótesis bifurcadas.

## SEGUIMIENTO DEL PACIENTE

El paciente portador de una prótesis arterial debe de ser seguido muy de cerca, para detectar y corregir las complicaciones tempranas y tardías.

Se ha demostrado que el politetrafluoroetileno expandido, es biológicamente un material indestructible pero se ha reportado la ruptura de la pared de la prótesis de teflón, con la producción de aneurismas a distancia de la línea de sutura.

La causa de deterioramiento de la prótesis, está relacionada con el proceso de fabricación que puede ser debido a un defecto en la manufacturación, o también por alguna lesión producida por el cirujano antes o durante la implantación del injerto.

Los resultados de estudios en grupos de pacientes en el desarrollo y cicatrización de las prótesis cardiovasculares, se han confirmado las siguientes especificaciones genéricas biológicas:

- 1.- Que no produzca efectos deletéreos del implante en el huésped.
2. Que no produzca efectos deletéreos del huésped en el implante.
3. Que el implante funcione adecuadamente, con la suficiente duración que el riesgo del implante esté relacionado con la gravedad del caso.

COMPORTAMIENTO BIOLÓGICO DE LOS INJERTOS VASCULARES DE  
POLITETRAFLUROETILENO EXPANDIDO Y REFORZADO.

ERPTFEVG      GORETEX

Los injertos de teflón, que químicamente es el tetrafluroetileno, han dado resultados en la práctica clínica, similares a las prótesis convencionales de dacrón.

También se fabrican en forma de tejido de punto, de malla o trenzados, por lo que los resultados con su empleo igualmente han sido desfavorables en el segmento femoropoplíteo.

La investigación clínica obligó a modificar este material y actualmente existen en el mercado prótesis de tetrafluroetileno reforzado, cuyo nombre comercial es el Goretex y que están compuestas por una malla de fibrilla de 30 micras de dimensión. (Foto #1?). Este material presenta características muy adecuadas para la cirugía vascular, ya que es fácil de suturar, terso al tacto, se adapta perfectamente a los trayectos vasculares y no se angula fácilmente en los pliegues de flexión, además su estructura lo hace impermeable al paso de la sangre, por lo que las pérdidas sanguíneas en el momento de su colocación son mínimas, sin embargo el tejido fibroso lo invade con facilidad permi-





Foto # 17. Aspecto microscópico de una prótesis de Gorotex que muestra las microfibrillas de 30 micras.

tiendo la integración de la prótesis con formación del endotelio. (Foto # 18)

En el departamento de investigación del Centro Médico Nacional del Instituto Mexicano del Seguro Social (I.M.S.S.) colocamos varias de estas prótesis en la aorta de varios perros, pudiéndose comprobar a los dos meses la presencia de tejido fibroso organizado y vascularizado, tanto en la capa externa como en la capa interna de la prótesis. (Foto # 19)

La experiencia clínica ha demostrado que estos injertos -- son muy útiles en cirugía vascular especialmente en el segmento femoropoplíteo. Igualmente se están utilizando con buenos resultados en los enfermos que necesitan hemodiálisis, ya que la facilidad con la que el tejido fibroso penetra a través de las fibrillas de la prótesis, permiten que sean puncionados sin consecuencias hemorrágicas. Foto #20)

Este material se fabrica en la actualidad únicamente en -- forma de tubos rectos con diámetros y longitud variable, -- de 50 a 70 cms. de largo.

En el momento actual la cirugía angiológica se encuentra -- en período evolutivo y avanza rápidamente en el desarrollo de técnicas y materiales para el tratamiento de los enfer-

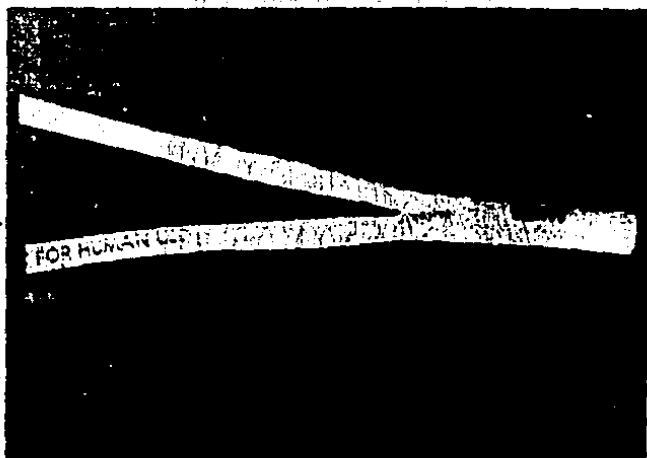


Foto # 18. Prótesis bifurcada de Goretex.



Foto # 19. Aspecto microscópico de la integración de una prótesis de Goretex en la aorta de un perro retirada dos meses después. (D.P.T.O. - Cirugía experimental).

mos, de manera que se avisa un futuro cada vez más brillante gracias al desarrollo de las prótesis sintéticas, - el conocimiento y uso de los injertos autólogos y los avances en microcirugía, que permiten al especialista practicar procedimientos de revascularización en todas las arterias, desde la aorta torácica hasta las arterias más pequeñas.

## CONSTITUCION INTIMA Y ULTRAESTRUCTURA

El ERPTFEVG\* está orientado en forma transversal, con porciones de placa de suficiente densidad de PTFE\* interconectados por múltiples fibrillas que la recorren longitudinalmente. Para garantizar que una dilatación aneurismática - del injerto no ocurra, la base del tubo es reforzada por - una lámina de PTFE\*, resultando así un tubo altamente poroso a nivel microscópico. La combinación entre el tamaño - del poro y la superficie hidrofóbica hacen que el PTFE\* -- permeable al aire pero no a los líquidos acuosos cuando -- existen presiones por debajo de los niveles fisiológicos.

## RESPUESTAS PATOLOGICAS A LA IMPLANTACION

Se ha hecho énfasis en que, el PTFE\* no presenta ningún tipo de reacción alérgica o inflamatoria después de la implantación. La única respuesta que ha sido vista, es una acumulación laminar de macrófagos en los espacios intersticiales, con ocasionales cuerpos extraños de células gigantes que se colocan en la superficie externa del injerto en los días siguientes después de la implantación. Con el --

\*PTFE tetrafluoroetileno expandido.



Foto # 20. Fístula A.V. Externa en Miembro  
Torácico con Silastic.

tiempo los macrófagos llegan a esparcirse con mayor intensidad, lo cual es una respuesta normal de éstos ante la presencia de un cuerpo extraño. La primaria y predominante respuesta tisular es una penetración fibrocítica e incorporación del injerto. (Foto # 20)

La infección bacteriana de un injerto después de la implantación del ERPTFEVG por punción del mismo con agujas, como en el caso de las fistulas arteriovenosas para hemodiálisis, es baja aproximándose al 0.76%.

En otros injertos sintéticos o biosintéticos, cuando la infección ocurre con signos de infección localizada y formación de abscesos, ésta puede ser tratada restableciendo la función del injerto, por incisión y drenaje apropiado, así como antibióticos sistémicos.

La infección bacteriana puede ocurrir tan fácilmente como la penetración de leucocitos en los espacios del injerto, aunque la diseminación de la infección no es la regla. Cuando esto llega a ocurrir la remoción del injerto puede ser necesaria. Se han reportado casos serios de infección en puentes femoropoplíteos usando el ERPTFE.\*

\*Politetrafluroetileno expandido.



## TROMBOSIS

La trombosis temprana y tardía es una de las complicaciones más serias, en cualquier procedimiento de reconstrucción vascular. La causa exacta de la trombosis no es siempre determinada. Una de las causas universales reconocidas de trombosis, es el paso de flujo sanguíneo con baja velocidad.

La trombosis se presenta más frecuentemente, en los injertos sintéticos y semisintéticos de grandes longitudes y -- por debajo de los 4mms de diámetro.

Las trombosis postoperatorias tempranas en el ERPTFEGV ha sido vista más frecuentemente en el árbol arterial distal, incapaz de recibir el flujo mínimo requerido para mantener la permeabilidad. Sin embargo el injerto de vena autóloga en el segmento femoropoplíteo permanece abierto cuando el flujo sanguíneo es de 75 mm. . por minuto.

En estudios experimentales, la adherencia plaquetaria al segmento en la superficie intraluminal del injerto puede ser prevenida con la administración de antagregantes plaquetarios.

La endotelialización de la superficie intraluminal del in-

jerto, disminuye la trombogenicidad del mismo.

Cuando se produce trombosis tardía en el PTFE ésta suele - deberse a uno de los tres siguientes factores etiológicos- de importancia:

1. Degeneración distal y en algunos casos proximal.
2. Progresión de la hiperplasia intimal anastomótica.
3. Trombosis ideopática del injerto. (Foto # 21)

Afortunadamente se puede efectuar la reintervención de un injerto, pudiéndose salvar en ocasiones por periodos relativamente largos.

En segundo lugar la terapia con medicamentos, puede dar -- una profilaxia aceptable.

En tercer lugar la trombectomía puede restaurar la permeabilidad del injerto.

En los casos de formación de seroma alrededor del injerto, no se ha visto evidencia de defecto en la pared estructural del mismo con microscopía electrónica; cuando este defecto se presenta se puede corregir injertándose un fragmento de tejido fresco.

RECIBO DE LA  
SECRETARIA DE SALUD  
Y ASISTENCIA SOCIAL  
NO. 1000/79



Foto # 21. Aspecto microscópico de la integración de una prótesis de Dacrón Velour en la Aorta de un perro retirada dos meses - después. (D.P.T.O. Cirugía Experi- mental).

## CONDICIONES EN LA TECNICA OPERATORIA

El ERPTFEVG puede ser colocado utilizando una meticulosa - técnica quirúrgica como para cualquier tipo de injerto. - Este con las características anteriormente mencionadas requiere un grado especial de atención.

Por su microestructura el injerto no requiere de precoagulación; el aire del injerto puede ser expulsado, antes de restaurar la circulación, por lo que se debe purgar previamente con sangre, siendo el aire inmediatamente desplazado, al través de la pared del injerto.

El paciente debe de ser heparinizado durante la implantación del mismo, manteniéndose con una presión arterial sistólica por encima de los 140mm de Hg y en esta forma se prevendrá también, la formación de seroma P. La proteína sérica de la pared del injerto se coagulará tan pronto como cesa el efecto heparínico.

## R E S U L T A D O S

En puentes femoropoplíteos la duración de la permeabilidad es del 65% a 5 años.

La duración de permeabilidad usando ERPTFEG femoropoplíteos por encima de la rodilla es del 44% + 0-6% a 5 años.

Por debajo de la rodilla es del 10% (35% a 8% a 5 años).

Los resultados de permeabilidad en femorotibioperoneales - es pobre a 5 años, por el momento solamente 21% + 0 - 8% a 5 años.

El ERPTFEVG es la prótesis vascular ideal en ausencia de vena.

## COMPORTAMIENTO BIOLÓGICO DE LOS INJERTOS DE GLUTARAL- DEHIDO ESTABILIZADO Y CORDON UMBILICAL

### INJERTO DE VENA UMBILICAL

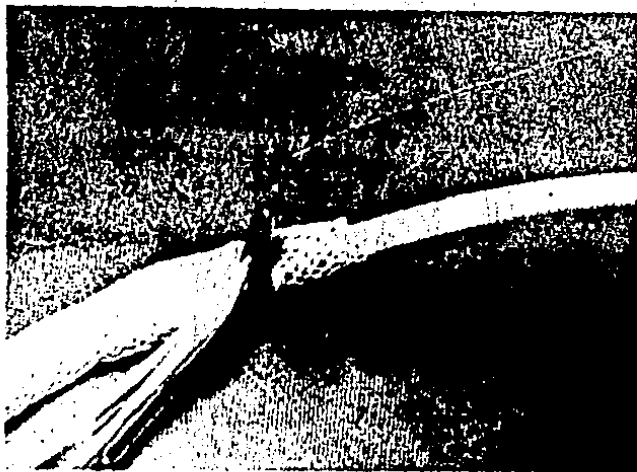
Los injertos umbilicales disponibles hoy en día, son las -  
venas preparadas en glutaraldehido y con cubierta exterior  
mallada de poliéster.

Difieren de los heteroinjertos de bovino y otros tubos co-  
lágenos en que son tubos músculo membranosos, cuyo flujo -  
sanguíneo descansa sobre la membrana.

La vena umbilical está bien desarrollada con una lámina de  
músculo liso, cuya disposición interna de sus fibras es --  
longitudinal y con un componente circular externo; el teji-  
do colágeno consta de fibras colágenas elásticas separadas  
por células musculares. La lámina elástica interna junto-  
con la capa muscular y el endotelio forman la túnica inter  
na.

La característica del fluraldehido estabilizado, es el de-  
una membrana elástica interna continua, intacta y trombo  
sistente.

Según estudios inmunológicos el Glutaraldehido, supera al aldehido almidonado en cuanto a resistencia a la infección y biodegradación. Foto # 22.



Prótesis de Cordón Umbilical

## RESPUESTA BIOLÓGICA EN EL HUESPED HUMANO

Los injertos de vena umbilical son bien aceptados por el huésped humano y no se alteran significativamente desde el punto de vista morfológico con el uso prolongado. Se puede presentar adelgazamiento de la pared y cambio de la coloración al café. No existe evidencia de engrosamiento mural por hiperplasia fibrointimal.

El proceso proliferativo suele ocurrir en las áreas de anastomosis de la cara interna del injerto, lo cual es directamente proporcional al tamaño del vaso y del injerto. Con el tiempo la malla externa es rodeado por una cápsula de tejido conectivo fibroso denso.

Factores tales como depósito de lípidos en la pared interna del injerto, contribuyen a la biodegradación, con la formación de placas, necrosis mural, degeneración fibrosa y formación de aneurismas. (Foto # 23)

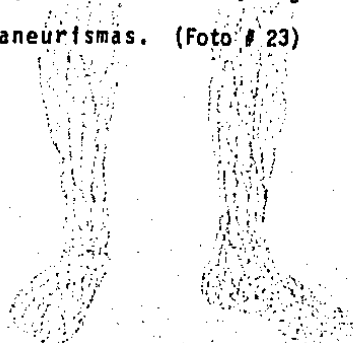






Foto # 23. Prótesis de cordón umbilical colocada en segmento femoropoplíteo.

## RESULTADOS CLINICOS

Dependen como en todos los tipos de injertos sintéticos, - de la selección del paciente, de la experiencia del cirujano, de la agresividad biológica, así como del grado de proceso ateroscleroso.

La trombosis es desde luego la más frecuente complicación y es generalmente debida a una falla técnica, la infección es una complicación severa, aunque estudios experimentales han mostrado, que el glutaraldehido aumenta en un determinado grado la resistencia a la misma.

No son frecuentes la formación de aneurismas comparativamente con el injerto de Bovino, que puede ser debida a la influencia de factores metabólicos del huésped.

## CONCLUSION

El glutaraldehido estabilizado, debe de ser empleado en áreas de reconstrucción vascular, tales como puentes axilo femoral, aortorenal y carótido subclavio. Aunque es clínicamente efectivo, no parece encontrarse ventaja favorable sobre los demás materiales utilizados en cirugía vascular.

El uso del glutaraldehído en vena umbilical, hace las operaciones más fáciles por ser un material sin reacción antigénica, biocompatible y mecánicamente equivalente a las estructuras vasculares normales.



CONCLUSION COMPARATIVA DE LA DURABILIDAD DE POTENCIA  
TENSIL EN LOS INJERTOS DE DACRON Y DE TEFLON.

Un sinnúmero de artículos han sido publicados en los recientes años, documentan la formación temprana y tardía de aneurismas en injertos sintéticos.

Esto ha sido debido a técnicas defectuosas en su construcción y al gradual debilitamiento de las fibras del injerto sometidos a la acción de fluidos del cuerpo.

Experimentos hechos en prótesis vasculares en vitro, han demostrado que se puede usar, un test inicial para determinar el tiempo real de vida del injerto, disminuyendo -- así, la necesidad de implantación en animales por largo tiempo.

El factor que mantiene al teflón con mejor permeabilidad que el dacrón, cuando éste es tensionado después de la implantación, puede ser posiblemente debido, a que el teflón tiene más alta resistencia flexible a la abrasión de cualquier fibra, dependiendo de un bajo coeficiente de -- fricción, así como a cambios en la estructura cristalina de los mismos.

La comparación de los test in vitro para injertos arteriales con los implantados en animales, a corto término, y en humanos a largo término, muestran que el dacrón con fibras de tamaño normal inicialmente pierden alguna resistencia pero posteriormente se estabilizan. El teflón es una estructura delgada y fuerte.



## R E S U L T A D O S

Esta revisión se orienta a los injertos de vena safena, - así como a los injertos sintéticos modificados de dacrón, teflón y Goretex.

Definitivamente la revisión de la literatura nos demues-- tra que el injerto autólogo o de vena en segmentos en los cuales puede ser utilizada y sobre todo a nivel del seg-- mento femoropoplíteo, tiene un índice de permeabilidad -- del 70% a cinco años y de un 37% para las demás prótesis-- sintéticas en el mismo lapso.

## R E S U M E N

Se efectúa una revisión de la literatura de los diversos tipos de prótesis vasculares, desde el inicio de la cirugía angioplástica, así como la experiencia del servicio de Angiología del Centro Médico Nacional (C.M.N.) del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) encontrándose que las actualmente usadas y en orden de prioridades son:

1. Autólogo y/o vena
2. Dacrón velour
3. Goretex politetrafluoroetileno expandido (PTFE)
4. Vena umbilical tratada.

## CONCLUSION

Las actuales prótesis sintéticas disponibles representan un avance significativo en la cirugía angiológica. Existe desde luego la posibilidad de ser mejoradas en el futuro. Pueden ser utilizadas en la revascularización de arterias de grande, mediano y pequeño calibre, siendo en la actualidad la de mayor disponibilidad, con resultados satisfactorios a largo plazo la vena autóloga.



## REFERENCIAS

1. González Dfaz L. Cirujano Angiologo. M.J.S. Angiologa Hospital de Especialidades, Centro Médico Nacional. México, D.F. 1986. Comunicación personal.
2. Harkins N. Olch P: A History of Surgery. Surgery principles and practice. 1961; 1516-1525.
3. Rutherford R. Dempczinski R. Vascular Grafts an Overview. Vascular Surgery. 1984; 361-365.
4. Wesolowski S.A; Sauvage LR: Heterologous aorte heterografte with especial reference to recipient site. - - Ethylene oxide fruzedry preparation y species of origen. Ann Surgery 1957; 145-187.
5. Sauvage LR. Wesolowski SA: Healing and fate of arterial grats. Surgery Vol. 38. 1955-1090.
6. Brewster D. La Salle A. Robison J. Strayhorn E. Darling R. Factors affecting Patency of Femoropopliteal Bypass Grafts Suregery Gynocology-Obstetrics. Vol. 157 Nov. 1983. 437-442.

7. De Weese J. Rob C.: Autogenous Venous grafts Ten years later Surgery Vol. 82. 1977. 775-784.
8. Cutter B. Thomson J. Kleinsasser L. Kempel: Autologous Saphenous ven femoropopliteal bypass: Analysis de 298-cases: Surgery Vol. 79. 1976. 325-331.
9. Garcia Renaldi R. Gallaghen M. Lau J.: Surgical Treatment of Expanding false aneurysm of the popliteal artery. Treatment By Gore-Tex patch Angioplasty. Boletín Asociación médica P. Rico, Marzo 1979. 99-101.
10. Haimov M. Clinical Experience With the expanded polytetrafluoroethylene Vascular prothesis. The Journal of Vascular Diseases of the American College of Angiology. January 1977. 1-5.
11. Matsumoto H. Hasegawa T. Fuse K: A new vascular prothesis for a small calibre artery, Surgery Vol. 74. 519-1973.
12. Dardikh: Grafts Materials in vascular Surgery. 1978. 153-168.
13. Dardik H.: Graft Materials in vascular surgery. 1978.- 169-182.
14. Dardik H.: Graft Materials in vascular surgery. 1978.- 243-247.

15. Dardik H.: Graft Materials in vascular surgery, 1978.- 337-347.
16. Stanley A. Jarret F. The use of Stabilized Human Umbilical Vein form femoropopliteal Bypass: Ann Surgery. - August 1984. 147-152.
17. Martínez Villardo J.: Comunicación preliminar del injerto de bovino modificado utilizado como prótesis Arterial. Tesis. 1975.
18. Tiflanus H. Obertop H. Van Urk H: Saphenous vein au --- PTFE for femoropopliteal Bypass. Ann Surgery Vol. 202 No. 6 780-782, 1985.
19. Veith F. Gupta S. Daly V: Management of early and late trombosis of expanded polytetrafluororo ethylene - - - (PTFE) femoropopliteal bypass grafts favorable prognosis with appropriate reoperation: Ann Surgery. Vol. 87 No. 5. 1980. 581-587.
20. Veith F. Moss C. Fell SC. Rhodes BA Sumberg E. Neiss P. Boley SJ. Haimovici H.: Expanded polytetrafluoroethylene grafts in reconstructive arterial surgery: Preliminary report of the first 110 consecutive cases for limb salvage. JAMA 240. 1978. 1867-1869.
21. Sentessi J.: Ramberg et al. The Effect of Flow on Vas-

- cular Endothelial Cells Grown in Tissue Culture on Poly tetrafluoroethylene Grafts. Boston University. Medical Center. Surgery. Vol. 99 No. 3. 1986.
22. Rosenman, J.: Kempezinski; et al Division Vascular Surgery. Cincinnati, Ohio. Bacterial Adherence to Endothelial. Seeded Polytetrafluorethylene Grafts. Surgery.- Vol. 98 No. 4. 1985.
23. Invested Arterial Grafts: Clinical Manifestations and Surgical. Management. From Division of Vascular Surgery. The Wellesley Hospital, University of Toronto. Toronto, Canada. Cardiovascular Surgery. Vol. 25. 1984.
24. Blakemore, A., and Voorhees, A.B., Jr.: The use of tubes constructed from Vinyon-N cloth in bridging arterial defects. Experimental and clinical. Ann. Surg., - 140:324,1954.
25. Blumenberg, R.M., and Gelfand, M.L.: The failure of - knitted Dacron as an arterial prosthesis. Surgery, -- 81:493,1977.
26. Boyd, D.P., and Midell, A.I.: Woven Teflon aortic - - grafts: An unsatisfactory prosthesis. Vasc. Surg., - 5:148, 1971.
27. Clark, R.E., and Margraf, H.W.: Antibacterial vascu -

- lar grafts with improved thromborisistance. Arch. - - Surg., 109:159, 1974.
28. Conway, P.F., Simmens, S.C., and Charlesworth, D.: A study of arterial prostheses by scanning electron microscopy. Br. J. Surg., 66:262, 1979.
29. Cooke, P.A., Nobis, P.A., and Stoney, R.J.: Dacron -- aortic graft failure. Arch. Surg., 108:101, 1974.
30. Crawford, E.S., DeBakey, M.E., Cooley, D.A., and Morris, G.: Use of crimped, knitted, Dacron grafts in patients with occlusive disease of the aorta and of the iliac femoral and popliteal arteries. In Wesolowski, S.A., and Dennis, C. (eds): Fundamentals of Vascular Grafting McGraw Hill Book Co., Inc., New York, -- 1963.
31. DeBakey, M.E., Jordan, G.L., Abbot, J.P., Halpert, B. and O'Neal, R.M.: The fate of Dacron vascular graft, - Arch. Surg., 89:757, 1964.
32. Edwards, W.S.: Arterial grafts, past, present and future. Arch. Surg., 113:1225, 1978.
33. Florey, H.W., Green, S.J., Kiser, J., Poole, J.C.F., - of the pseudointima lining fabric grafts of the aorta Br. J. Exp. Pathol., 43:65b, 1962.

34. Ghidoni, J.J., Liotta, D., Hall, C.W., et al.: Healing of pseudointimas in velour-lined impermeable arterial prostheses. *Am. J. Pathol.*, 53:375, 1968.
35. Graham, L.M., Burkel, W.E., Ford, J.W., Vinter, D.W., Kahn, R.H., and Stanley, J.C.: Immediate seeding of enzymatically derived endothelium in Dacron vascular grafts. *Arch. Surg.*, 115:1289, 1980.
36. Graham, L.M., Vinter, D.W., Ford, J.W., et al.: Endothelial cell seeding of prosthetic vascular grafts: Early experimental studies with cultured autologous canine endothelium. *Arch. Surg.*, 115:929, 1980.
37. Green, R.M., Thomas, M., Luka, N., and DeWeese, J. A. comparison of rapid healing prosthetic arterial grafts and autogenous veins. *Arch. Surg.*, 114:944, 1979.
38. Hayward, R., H., and Korompaí, F.L.: Degeneration of knitted Dacron grafts. *Surgery*, 79:481, 1976.
39. Herring, M., Gardner, A., and Glover, J.: A single staged technique for seeding vascular grafts with autogenous endothelium. *Surgery*, 84:498, 1978.
40. Herring, M., Gardner, A., and Glover, J.: Seeding endothelium onto canine arterial prostheses; the effects of graft design. *Arch. Surg.*, 114:679, 1979.

41. Holub, D.A., Trono, R., Klima, T., and Norman, J. C.: Macroscopic, Microscopic, and mechanical analyses of-prototype double velour vascular grafts. Bull. Texas-Heart Inst, 5:365, 1978.
42. Bogrislovsley, L., Ray, L.I., Lischko, M.M., and Sauvage, L.R.: Experimental comparison of the thrombogenicity of fibrin and PTFE flow surfaces. Ann. Surg., -191:355, 1980.
43. Kim, G. E., Imperato, A.M., Nathan, I., and Riles, T. S.: Dilatation of synthetic grafts and junctional aneurysms. Arch. Surg., 114:1296, 1979.
44. Koopman, M.D.E., and Brands, L.C.: Degenerative changes in Dacron external veour vascular prostheses: A report of 3 cases. J. Cardiovasc. Surg., 21-159, 1980.
45. Lindenauer, S.M., Lavanway, J.M., and Fry, W.J.: Deve<sup>u</sup>lopment of a velour vascular prosthesis. Curr. Top. - Surg. Res., 2:491, 1970.
46. Lucer, C., and Noszczyk, W.: Comparative studies on -healing of crimped and flat arterial prostheses. Pol. Med J., 11:168, 1972.
47. May, J., and Stephen, M.: Multiple aneurysm in Dacron velour graft. Arch. Surg., 113:320, 1978.

48. Perry, M.O.: Early failure of Dacron prosthetic - - grafts. J. Cardiovasc. Surg., 16:318, 1975.
49. Reichle, F.A.: Criteria for evaluation of new arte -- rial prostheses by comparing vein with Dacron femoro- popiteal bypasses. Surg. Gynecol. Obstet., 146:714, -- 1978.
50. Roon, A.J., Moore, W.S., Goldstone, J., Towan, H., -- and Campagna, G.: Comparative surface thrombogenicity of implanted vascular grafts. J.Surg. Res., 22-165, - 1977.
51. Sauvage, L.R., Berger, K., Hood, S.J., et al.: A very thin, porous, knitted arterial prosthesis: Experimen- tal data and early clinical assessment. Surgery, - - 65:78, 1969.
52. Takebayashi, J., Kamatani, M. Katagami, Y., et al.: A comparative study on the patency of crimped and non- crimped vascular prostheses, with emphasis on the - - earliest morphological changes. J. Surg. Res. 19:209- 1975.
53. Warren, R., and McCoombs, H.L.: Morphologic studies - on plastic arterial prostheses in humans. Ann. Surg., 161:73, 1975.



54. Wesolowski, S.A., Fries, C.C., Domingo, R.T., Liebig, W.J., and Sawyer, P.N.: The compound prosthetic vascular graft: A pathologic survey. *Surgery*, 53:19, 1963.
55. Wukasch, D.C., Cooley, D.A. Bennett, J.G., Gontijo, - Cooley double velour Dacron graft for arterial reconstruction. *J. Cardiovasc. Surg.*, 20:249, 1979.
56. Yashar, J.J., Richman, M.H., Dyckman, J., Witoszka, - M., Burnand, R. J., Heyman, A.K., and Yashar, J.: Failure of Dacron prostheses caused by structural defect *Surgery*, 84-656, 1978.
57. Yates, S.G., Barros D'Sa, A.A.B., Berger, K., Fernandez, L.G., Wood, S.J., Rittenhouse, E.A., Davis, C.C. Mansfield, P.B. and Sauvage, L.R.: The preclotting of porous arterial prostheses. *Ann. Surg.*, 188:611, 1978
58. Anderderson, C.B.Etheredge, E.E., and Sicard, G.A.: - One Hundred polytetrafluoroethylene vascular access - grafts. *Dialy. Transplant.*, 9:237, 1980.
59. Burnham, S.J., Flanigan, D.P., Goodreau, J.J., Yao, J S.T., and Bergan, J.J.: Nonveing bypass in belowknee-reoperation for lower limb ischemia. *Surgery*, 84:417, 1978.
60. Campbell, C.D., Goldfarb, D., and Roe, R.: A small arterial substitute: Expanded microporous polytetrafluoro-

roethylene: Patency versus porosity. *Ann. Surg.*, - -  
182:138, 1975.

61. Campbell, C.D., Brooks, D.H., Webster, M.W., Diamond, D.L., Peel, R.L., and Bahnson, H.T.: Expanded micro--porous polytetrafluoroethylene as a vascular substitute: A two year follow-up. *Surgery*, 85:177, 1979.
62. Cranley, J.J., and Hafner, C.D.: Newer prosthetic material compared with autogenous saphenous vein for --occlusive arterial disease of the lower extremity. --*Surgery*, 85:177, 1979.
63. Echave, V. Koornick, A.R., Haimov, M., and Jacobson, J.H., III: Intimal hyperplasia as a complication of -the use of the polytetrafluoroethylene graft for femoral popliteal bypass. *Surgery*, 86:791, 1979.
64. Ehrenfeld, W.K., Wilbur, B.G., Olcott, C.N., IV, and Stoney, R.J.: Autogenous tissue reconstruction in the management of infected prosthetic grafts. *Surgery*, --85:82, 1979.
65. Florian, A., Cohn, L.H., Dammin, G.J., and Collins, J. J., Jr.: Small vessel replacement with Gore-tex (expanded polytetrafluoroethylene). *Arch. Surg.*, 111:267 1976.
66. Fujiwara, Y., Cohn, L.H., Adams, D., and Collins, J.-

- J.Jr., Use of Goretex grafts for replacement of the - superior and inferior venae cavae. J. Thorac, Cardio-vasc. Surg., 67:774, 1974.
67. Gazzaniga, A.B., Lamberti, J.J., Siewers, R.D., Sperling, D.R., Dietrick, W.R., Arcilla, R.A., and Replogle, R.L.: Arterial prosthesis of microporous expanded polytetrafluoroethylene for construction of aorta pulmonary shunts. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 72:357 1976.
68. Haimov, M., Giron, F., and Jacobson, J.H., II: The expanded polytetrafluoroethylene graf. There years' experience with 362 grafts. Arch. Surg., 114:673, 1979.
69. Hamlin, G.W., Rajah, S.M., Crow, M.J., and Kester, R. C.: Evaluation of the thrombogenic potential of there types of arterial graft studied in an artificial circulation. Br. J. Surg., 65:272, 1978.
70. Jennings, R.B., Jr., Innes, B.J., and Brickman, R.D.: Use of microporous expanded polytetrafluoroethylene - grafts for aorta-pulmonary shunts in infants with complex cyanotic heart disease. J. Thorac. Cardiovasc. - Surg., 76:489, 1978.
71. Liekweg, W.G., Jr., and Greenfield, L.J.: Vascular --

prosthetic infections: Collected experience and results of treatment. *Surgery*, 18:335, 1977.

72. Moore, W.S., Chvapil, M., Seiffert, G., and Keown, K.: Development of an infection-resistant vascular prosthesis. *Arch. Surg.*, 116:1403, 1981.