

11211
205
5

DIRECCION GENERAL DE SERVICIOS MEDICOS
DEPARTAMENTO DEL DISTRITO FEDERAL



VENOPAK COMO SUBSTITUTO DEL ROD DE
SILASTIC

TRABAJO DE INVESTIGACION

Para optar el grado de:
CIRUGIA PLASTICA Y RECONSTRUCTIVA

Presenta el Médico Cirujano

DR. JORGE FEDERICO RANGEL ORTIZ

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

Facultad de Medicina

División de Estudios de Postgrado

México, D. F.

TESIS CON
MULA DE ORIGEN

1982



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 está 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.

I N D I C E

		Pag :
1.	INTRODUCCION	1
2.	HIPOTESIS	9
3.	MATERIAL Y METODOS	12
4.	RESULTADOS	20
5.	CONCLUSIONES	32
6.	RESUMEN	33
7.	BIBLIOGRAFIA	34

I N T R O D U C C I O N

El último nexo en la cadena de restauración funcional es la Unidad - motora tendinosa. La cirugía después de una lesión, la infección y - la enfermedad pueden ser causa de que el tendón y su lecho de deslizamiento se conviertan en un tejido cicatrizal firme y fibroso.

La pérdida de la función tendinosa de deslizamiento, se acompaña por lo general de rigidez de las articulaciones y de atrofia de los músculos. Los intentos para recuperar el movimiento por medio de los - procedimientos convencionales de reconstrucción tendinosa han conducido corrientemente a éxitos limitados. Con suma frecuencia el cirujano comprueba que la cicatriz ha llegado a englobar su trasplante o injerto tendinoso, conduciendo a una mejoría funcional escasa o nula. Este es particularmente el caso de la zona "B" de la mano, donde la anatomía funcional es más compleja.

El desarrollo de la prótesis tendinosa y sus supuestas aplicaciones clínicas han evolucionado gracias a la necesidad de estudiar un enfoque diferente para el tratamiento de los problemas de recuperación - tendinosa.

Desde el clásico estudio del tendón de seda de Lange en 1910, muchos investigadores han buscado nuevas técnicas para vencer el problema - del "bloqueo tendinoso", y las investigaciones pueden clasificarse - esencialmente en tres grupos:

1) Dispositivos de bloqueo, 2) Pseudovainas, y 3) Tendones artificiales.

En el primer grupo, se interpone una sustancia extraña entre dos tejidos y que se denomina "dispositivo de bloqueo".

Este concepto pretende defender el nuevo tejido cicatrizal por medio de una membrana impermeable o semipermeable.

El segundo grupo de investigadores adoptan un enfoque de compromiso

intentando el uso de implantes de material extraño para construir "pseudovainas". Este método presenta la ventaja de que la cicatriz se extiende en forma de capa y forma una membrana "mesotelial" a medida que madura al rededor de una superficie inerte oculta en el interior del cuerpo. La investigación clásica del doctor Leo Mayer, en 1936, permitió llegar a la verdadera comprensión del concepto de pseudovaina. Enfocó audazmente el aspecto de la fibrosis del sistema de deslizamiento del tendón flexor, apuntando directamente al problema con una solución práctica.

Incapaz, en aquella época, de hallar un material inerte y flexible, abandonó su método y su brillante concepto permaneció latente durante muchos años. En 1959, Carroll, usando tallos de silicona flexible, añadió el movimiento pasivo de la mano y puso en boga los conceptos de Mayer.

El tercer grupo de investigadores ha intentado también soslayar la masa de tejido cicatrizal interponiendo un material extraño. Sin embargo, sus enfoques han sido variados al intentar conseguir el movimiento activo con sus materiales. En 1900 Lange se basaba en su concepto del tendón de seda. Se produjo un lapso de muchos años hasta que se introdujeron nuevos materiales, tales como el alambre de tan tallo trenzado. En 1956 se introdujo el concepto de material doble usando hebras de hilo de pescar de nylon a través de dos tubos de polietileno, y desde entonces se han usado otros materiales con resultados limitados. Los que mejor se conocen fueron el alambre o la seda recubiertos con tubos de polietileno, los tallos de teflón, nylon, tetrón, el tejido arterial y las hebras de nylon.

Muchos de los materiales empleados en estos experimentos no eran inertes y ocurrían reacciones de cuerpo extraño.

Otros materiales eran rígidos, lo que excluía su uso en la mano. No permitían el movimiento pasivo y aparecía rigidez de los dedos. Además de estos factores, se llegó a la conclusión de la ineficacia mecánica. Los tubos representaban un espacio muerto continuo para la colección de líquidos, sangre y bacterias.

Estaban sometidos a desgastes excesivos de fricción y tendían a angularse en los grados extremos de flexión.

De todas estas revisiones se puede llegar a la conclusión de que no se disponía de un simple material capaz de reproducir las necesidades de una sustitución tendinosa completa, y de que los conocidos conceptos de material dual representaban un fracaso sobre una base mecánica. Era también aparente que el importante significado de la investigación de la nueva vaina de tubo de celoidina de Leo Mayer no estaba bien correlacionado con los conceptos de tendón artificial.

El presente estudio no pretende aportar un material ideal de implantación para la formación de vaina tendinosa, pero sí pretende establecer un criterio en cuanto a tiempo para retirar el material extraño una vez que se ha formado la pertinente pseudovaina y así evitar las indeseables reacciones de sinovitis, infección, etc., que ya se mencionaban.

En efecto, como ya se hacía referencia con anterioridad, se han pretendido instalar los más variados tipos de materiales para obtener como resultado la ausencia de cicatrices fibrosas y pérdida consecuente de la movilización articular, así tenemos:

Tubos de celulosa monomolecular; tubo de polietileno; acero inoxidable; nylon combinado con tejido arterial; celofán, etc.

Pero repito, el presente estudio no pretende establecer material ideal de implantación, sino el tiempo oportuno para retirarlo, proponiendo así pauta en la esfera de tiempo para que fuere cual fuere el material no se tengan los efectos de reacción a cuerpo extraño y otros indeseables.

Se eligió el PVC (cloruro de polivinilo) dado su fácil obtención en cualquier medio hospitalario y su bajo costo, no perdiendo de vista que el tipo de pacientes que se manejan en nuestros hospitales de urgencias no son generalmente de recursos económicos asequibles a costos que presuponen los materiales de silicona que se emplean en forma convencional actualmente.

El animal de experimentación considerado como ideal ha sido tradicionalmente la rata blanca, elegida en este procedimiento, por su tamaño, fácil manejo, bajo costo de su manutención y fácil obtención, así como reacciones semejantes a las del humano en algunos aspectos fisiológicos, exceptuando el inmunológico; estas características la hacen superior en cuanto a procedimientos de experimentación que el perro, cerdo, conejos, etc.

Pasaremos pues a adentrarnos en el presente estudio, iniciando por pretender familiarizarnos con el material en cuestión y, realizando a la vez un estudio comparativo con las reacciones que el silastic, en forma de cuerda acuñó en nuestro elegido animal de experimentación; efectuando paralelamente con el estudio del cloruro de polivinilo (PVC), conocido comercialmente como VENOPAK Y VACJSET entre otros.

Los laboratorios AHS de México, S.A. de C.V. hicieron el favor de proporcionarme sin escatimar esfuerzo, información acerca de su producto VACJSET conocido en laboratorios ABBOT como VENOPAK, productos ambos motivo del presente estudio.

De la información proporcionada por AHS/MEXICO, S.A. DE C.V., he tenido a bien reproducir una parte con el objeto de introducir al lector en el conocimiento del material empleado en el presente estudio;

AHS/MEXICO, S.A. DE C.V., se ha caracterizado dentro del mercado de productos hospitalarios por fabricar equipos de venoclisis para la

aplicación de macrosoluciones de la calidad controlada que requieren este tipo de productos y que puedan satisfacer las diferentes necesidades requeridas por el cuerpo médico y de enfermeras.

Actualmente cuenta con los siguientes equipos:

VACOSSET UNIVERSAL CON AGUJA V-734 U.

VACOSSET " SIN AGUJA V-714 U.

VACOSSET " PEDIATRICO V-717 U.

Estos equipos están fabricados con diferentes elementos o partes (ver figura No. 1) y cuyas características se mencionan en la siguiente forma:

1. Perforador Universal, de material ABS (acetato de butarieno estireno), el cual está dotado de dos conductos, uno de ellos permite la salida de solución del frasco contenedor y el otro permite la entrada de aire hacia el interior del frasco; el conducto de aire tiene adaptado un filtro grado médico con el fin de disminuir al máximo las posibilidades de contaminación de la solución.
 2. Cámara cuentagotas flexible de material PVC (cloruro de polivinilo) Su flexibilidad permite fácilmente mantener el volumen de solución (dentro de la cámara) deseado por la enfermera.
 3. Al terminar el tubo de PVC se encuentra un tubo de latex moldeado con zonas diseñadas para venopunturas, el cual también permite la aplicación de fármacos por medio de jeringas hipodérmicas.
 4. Adaptador de aguja, de material acrílico transparente con indicador de bisel. Su transparencia indica a la enfermera (por reflujo sanguíneo) si la aguja ha sido penetrada dentro de la luz vascular.
- De la anterior descripción, para el presente estudio nos interesa el tubo administrador de PVC (cloruro de polivinilo), el cual es claro, transparente, flexible, de 1.50 m. de longitud; cuyo diámetro exterior es de 0.160" y el diámetro interior es de 0.120".

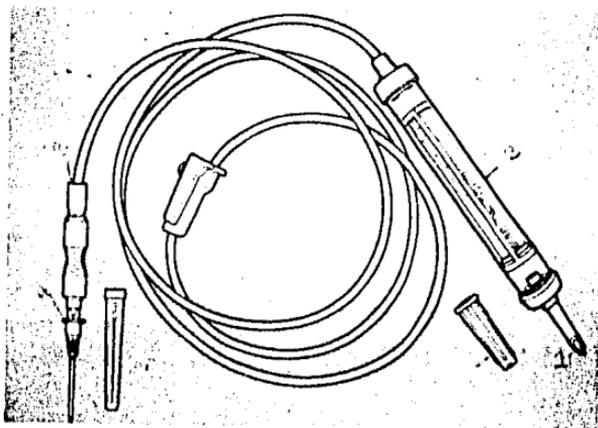


FIGURA No. 1

El PVC alcanza su punto de fusión a los 182 °C durante un tiempo de exposición térmica de 15 minutos. Se sabe que su tolerancia dentro de los organismos vivos es mala, pero no hay estudios serios llevados a cabo al respecto dentro de la información científica consultada. Por tanto, el presente estudio pretende constituir una forma ordenada de estudio en animales de experimentación.

Como de hecho se ha aprovechado el procedimiento para estudiar la reacción que la cuerda de silastic condiciona en las ratas; a continuación se mencionará en forma escueta por demás, las características físicas de tal material:

Cuerda de Silastic.- Un elastómero suave, translúcido de silicona, grado médico, expandido en cuerdas cilíndricas de 30 cm. de longitud y con calibre variable de 1, 2, 3, 4, 5, 6 y 7 mm.

Indicaciones: Como patrón temporal para la formación de nueva vaina tendinosa; en los casos en los que se requiera de un material inerte y moldeable v.gr: en los casos de reparación de retina.

Ventajas específicas.- Esencialmente no reacciona a los líquidos y tejidos corporales. No se adhiere a los tejidos adyacentes, permitiendo su fácil substitución al retirarlo, con mínimo trauma tisular. Para asegurar su fijación se puede utilizar dacrón. Se adapta a la combinación con tejidos autógenos, homólogos o preservados. Resiste la calcificación; no degenera en la implantación por tiempo prolongado. Empacado con sistema estéril.

Para limpiar y esterilizar.- La cuerda de silastic grado médico se proporciona en forma estéril, sin embargo en caso de que se contamine antes de ser usada y entonces esté indicada la reesterilización, se deben seguir los siguientes cuidados:

Con cepillo suave, cepille cuidadosamente toda la superficie de la -

cuerda, enjuagando con jabón y agua estéril o solución salina isotónica para remover de la superficie posibles contaminantes, sin usar jabón oleoso. No usar detergentes sintéticos ya que pudieran absorberse sus componentes y causar reacción de cuerpo extraño posteriormente.

Si se emplea autoclave: a) Esterilizador de alta velocidad-10 minutos a 270 oF (132 oC). b) Esterilizador de gravedad standard - 30 minutos a 250 oF (121 oC). c) Esterilizador de vacío a alta temperatura- menos de 10 minutos a 270 oF (132 oC) o 30 minutos a 250 oF (121 oC).

Clasificado dentro de los materiales aloplásticos, es del grupo de las siliconas; virtualmente todas estas siliconas son largas cadenas secuenciales de moléculas ligadas de dimetilsiloxano. Su viscosidad varía con el número de unidades en la cadena; el material producido puede variar desde sustancia acuosa a un material firme, sólido comparable al hule natural.

a.- La fuerza tensil está incrementada por la adición de partículas de silicona y vulcanización térmica, la cual provoca mezcla de los elementos en las cadenas.

b.- Vulcanización térmica contra vulcanización a la temperatura ambiente.

Cuando la vulcanización térmica no es posible, se puede mezclar el hule líquido a la temperatura ambiente adicionándole octoato de estaño.

HIPOTESIS

Durante los años de estancia en los servicios de urgencia a los cuales acuden cantidad de pacientes con padecimientos traumáticos agudos y crónicos de mano, en los cuales pude observar con repetida frecuencia que la reparación de sus lesiones, específicamente en zona "B" de la mano, al requerir de "Rod de silastic", el paciente optaba por no regresar al conocer el costo del material o simplemente no se conseguía el producto de la medida adecuada.

Surgió entonces la pregunta: ¿se puede substituir?, ¿por algún material de bajo costo y de fácil obtención? ; en los días subsiguientes encontré que el más abundante y de bajo costo era el tubo administrador de los equipos de venoclisis; sin embargo, no encontré documentación científica al respecto y las opiniones de mis compañeros y maestros resultaban de lo más diversas, por lo que decidí obtener un modelo experimental el cual, dependiendo de los resultados obtenidos se constituiría por tres etapas:

Primera, que es por cierto la presente, realizada en animales de experimentación, en número considerable para estudiar a través del microscopio las reacciones en diferente tiempo, que iba a dar en el tejido de los animales un cuerpo extraño, para establecer así el momento adecuado en que debe retirarse el producto, antes de que su estancia tisular principie a dar problemas, permitiendo así que nos deje sólo el beneficio de haber formado una pseudovaina que evite las adherencias y por tanto evite la falta de movilidad a nivel de las articulaciones. Por otro lado, la segunda etapa que dependería directamente de los resultados de la primera, iba a ser más clínica y aplicarse en zonas tendinosas a las cuales se les hubiera resecaado intencionalmente, la vaina por lo menos dos meses previos para después realizar la exploración quirúrgica y aplicar el tubo administrador (PVC) convenientemen

te cortado en cuanto a longitud, donde conociendo el dato del tiempo - aportado por la fase 1 del modelo experimental, se podría determinar - en que momento se retira el PVC y entonces resecar nuevamente el tejido ahora formado y analizarlo al microscopio; esta vez analizaríamos - la calidad del tejido formado, es decir, resistencia, efectos sobre - los tejidos aldeanos, cavidad formada, etc., en esta ocasión se emplearían como sujetos de investigación gallinaceos (gallos y gallinas) y/o sinios que cuentan también con un sistema más avanzado de tendones flaxores, si bien es más cara su consecución en el caso de los segundos y más difícil su manutención, tomando en consideración que se deberían - alimentar durante un mínimo de tres meses. Y la última fase o tercera del modelo experimental, en la cual dependiendo de las dos anteriores, se llevaría a efecto en seres humanos.

Pensé también en las contraindicaciones y limitaciones que podría conllevar la realización de esta idea, como serían la reacción de cuerpo extraño, (la cual supuestamente se combatiría retirando oportunamente - el material) y las infecciones concomitantes que en un momento dado - pudieran presentarse. Además de tener un material de una sola medida , es decir, sin variedad para elegir el calibre; lo cual limita las indicaciones de su aplicación, ya que el tubo administrador de los equipos de venoclisis tiene un solo calibre.

No obstante, la idea apoyada por cortes histopatológicos y desde luego la observación clínica personal en cada fase del modelo experimental , resultaba apetecible para que en dado caso que se obtuviera realmente un triunfo en cuanto al "nuevo" material tocante a su aplicación como sustituto de "Rod de silastic", siguiera adelante o, en caso contrario se pueda tomar como base experimental para las generaciones venide ras y aún para los profesionistas ya con experiencia en el ramo.

Por tanto, es esta observación la que condicionó y generó el apoyo del presente estudio.

Las conclusiones como es habitual y conveniente se mostrarán al final - del presente trabajo y nos percataremos entonces de si en realidad debe seguirse adelante en las otras dos fases o solamente era menester realizar la actual y deshechar la idea.

MATERIAL Y METODOS

Se emplearon veinte ratas blancas de experimentación, las cuales fueron de la misma camada y contaban con 11 semanas de edad respectivamente al iniciar la experimentación. Todos los animales de experimentación fueron hembras. Peso fluctuante en 150 y 215 g. respectivamente. (figura - 2).

Se dividieron en cuatro grupos arbitrariamente; cada grupo correspondió a;

- 1) Grupo Testigo: (5 ratas).
- 2) Segundo Grupo: (5 ratas) Primera semana de experimentación.
- 3) Tercer Grupo: (5 ratas) Segunda semana de experimentación.
- 4) Cuarto Grupo: (5 ratas) Tercera semana de experimentación.

El grupo (1) Testigo no fué intervenido quirúrgicamente.

Los grupos (2) , (3) y (4) intervenidos todos el mismo día para la - - aplicación de los materiales de estudio.

Respectivamente se fueron extrayendo los materiales marcados para cada ejemplar por grupos integrados de 5 ratas cada uno. Se empleó como agente anestésico ketamina de 50 mg. calculada a 1 mg/kg de peso, Intramuscular.

Los materiales de los ejemplares del grupo (2) se extrajeron a los siete días después de aplicados; los materiales del grupo tres se extrajeron a los 14 días de aplicados y los del grupo 4 a los 21 días de su - aplicación.

Todos los materiales se fijaron inmediatamente de su extracción junto con tejido aldeaño en formol al 10%, marcando los especímenes y enviándolos a estudio histopatológico, realizado en el laboratorio de Patología en el Hospital "Dr. Rubén Leñero".

Los reportes histopatológicos constituyen la parte fuerte desde el punto de vista de apoyo científico para las conclusiones de este modelo -

experimental.

El peso diario tabulado diariamente y anotado en la bitácora de experimentación fué motivo de uno de los cuidados diarios con cada uno de los ejemplares. En todos los postoperatorios se observó un descenso ponderal considerable fluctuante entre 10 y 20 g. por cada ejemplar y siendo recuperable y estable en un promedio de 5 a 7 días postoperatorio.

El "Rod de silastic" empleado fué de 2 mm. de calibre y con una longitud de 3 mm. El PVC empleado con una longitud de 3 mm. y su calibre externo de 0.160" .

En el caso del silastic se desempacó directamente de su envase de fábrica con un sello que avalaba su esterilidad y en el caso del PVC se empleó autoclave de 10 minutos a 270 oF (132 oC).

Técnica operatoria: Previa aplicación 15 minutos antes intramuscular de ketamina a dosis de 1 mg/kg de peso dosis única (promedio efectivo de 90 minutos de anestesia); fijación en hojas de corcho (ver figura No. 3). Se efectuó rasurado de región abdominal en cada ejemplar, lavado con solución fisiológica y jabón estéril, aplicación para antisepsia de merthiolate blanco en toda la región tricotomizada; con guantes estériles se procede a efectuar incisión de 3 mm con bisturí fino en flanco derecho, disección roma con tijera fina llegando hasta aponeurosis abdominal, aplicación en este sitio (flanco derecho) de silastic (3 mm de longitud x 2 mm de calibre) se realiza incisión y disección semejante en flanco izquierdo (ver figura No. 4) aplicando ahora Venopak (PVC) (de 3 mm de longitud). Se revisa hemostasia y se sutura en un plano con surjeta continuo de dermalón 5"0" .

La recuperación anestésica total fué en promedio de 5 horas por cada ejemplar.



Figura 2: GRUPOS (2), (3) y (4)
PREOPERATORIOS.



FIG. 3

El mismo procedimiento fué seguido para cada rata, recordando lo que ya se mencionó : al grupo (2) se le retiraron los materiales a la semana al grupo (3) a la segunda semana (ver figura No. 5), al grupo (4) se le retiraron a la tercera semana.

Los especímenes, según indicación de Patología fueron marcados y fijados en formol al 10% (ver figura 6 y 7).

Los especímenes según petición de Patología incluyeron tejidos sano material implantado y tuvieron una dimensión aproximada de 2X3X1 mm desde piel hasta aponeurosis abdominal.



FIG. 4 PVC AL SER APLICADO.



FIG. 5 ESPECIMEN AL RETIRARSE 2 SEMANAS PVC.



FIGURAS 6 y 7 ESPECIMENES RETIRADOS Y FIJADOS.



Como margen de observación he decidido anotar en un resumen las observaciones clínicas pertinentes para cada ejemplar y me permito externarlo a continuación:

Tabla No. 1

GRUPO I TESTIGO.			
RATA	PESO	CARACTERISTICAS ESPECIALES	OTROS
1	165 g		
2	150 g		
3	180 g		
4	215 g	LIDER	AGRESIVA
5	200 g		AGRESIVA
GRUPO II Intervenidas a los 7 días			
1	180 g		
2	180 g		
3	210 g		Falleció PO
4	215 g	LIDER	
5	150 g		
GRUPO III Intervenidas a los 14 días			
1	180 g		
2	185 g		
3	200 g		
4	215 g		
5	215 g	LIDER	
GRUPO IV Intervenidas a los 21 días			
1	200 g	LIDER	AGRESIVA
2	180 g	***	
3	210 g	***	
4	180 g		
5	180 g		AGRESIVA

Las marcas consistentes en asteriscos indican que en esos ejemplares - no se localizaron los especímenes de silastic, sin duda porque se los - extrajeron ellas o sus compañeras de jaula. Por tanto, de estos ejemplares sólo se envió una muestra respectivamente a estudio histopatológico consistente en tejido con PVC (cloruro de polivinilo).

Todos los especímenes fueron fijados inmediatamente de su extracción - con formol al 10%, cumpliendo así con las indicaciones especificadas - por el servicio de Patología.

Ahora analizaremos la muerte acontecida en el grupo II a la rata 3 que se le administró doble dosis de ketamina intramuscular por error técnico en la fase de anestesia, encontrándola con seria depresión respiratoria y falleciendo a las 8 horas después de su intervención.

Respecto a la indicación de LIDER, en la tabla 1; encontramos que en cada jaula fungió un ejemplar como dirigente de los otros.

R E S U L T A D O S

Desde dos puntos de vista en este estudio, se pueden analizar los resultados del modelo experimental, clínica e histopatológicamente.

Clínicamente no se observó durante las 3 semanas que duró el experimento rechazo o ulceración en los sitios de implantación tanto del silastic como del cloruro de polivinilo.

Ambos tuvieron reacción inflamatoria especialmente el grupo observado a las dos semanas, teniendo un crecimiento promedio mayor para el PVC que para el silastic, el cual alcanzó hasta 2 mm a la periferia, sin enrojecimiento aparente, ni prurito.

Tendió a disminuir considerablemente a la tercera semana.

No hubo datos clínicos de infección en ninguna de las ratas.

El peso se mantuvo estable en todos los ejemplares exceptuando las épocas de postoperatorio en que se observaba una disminución del peso de 10 a 20 g promedio; misma que se recuperaba y se estabilizaba en un promedio de 5 a 7 días de postoperatorio.

Clínicamente en ausencia de datos clínicos de intolerancia, ulceración, o reacción inflamatoria aberrante, podemos considerar que ambos materiales son bien tolerados por las ratas al menos hasta la tercera semana que es el tiempo contemplado en este modelo experimental.

Respecto a los estudios histopatológicos, vale la pena analizar unas tablas que el Dr. Maldonado Mucio del servicio de Patología hizo favor de aportar para este modelo y que a mi parecer resultan de lo más prácticas para vertir resultados y además con cada tabla se mostrarán ejemplos con microfotografías y una interpretación de las mismas para que al final en la sección de conclusiones podamos emitir un juicio concordante a los resultados obtenidos.

1 a SEMANA PVC

	Congestión Vascular	FIBROSIS	INFLAM. AGUDA	NECROSIS	INFLAM. CRONICA	HEMORRAGIA
1	Si	No	No	No	Si	Si
2	Si	No	No	No	No	No
3	Si	No	No	No	No	No
4	Si	No	No	No	No	No
5	Si	No	No	No	No	No

1a SEMANA SILASTIC

	C.V.	FIBR.	I. A.	NEC.	IC.	HEM.
1	--	--	--	--	Si	--
2	Si	--	si	--	--	--
3	Si	--	Si	--	--	--
4	No	--	--	--	Si	--
5	Si	Si	--	--	--	--

2 a SEMANA PVC

	CONGEST. VASCULAR	FIBROSIS	INFLAM. AGUDA	NECROSIS	INFLAM. CRONICA	HEMORRAGIA
6	--	Si	--	--	Si	Si
7	--	Si	--	--	--	--
8	--	Si	--	--	Si	--
9	--	Si	--	--	Si	--
10	Si	Si	--	--	--	--

2 a SEMANA SILASTIC

	C.V.	FIBR.	I.A.	NECR.	I.C.	HEM.
6	--	Si	--	--	--	--
7	--	Si	No	Granulom Cuerpo Extraño	--	--
8	--	Si	--	--	--	--
9	--	Si	No	Granulom Cuerpo Extraño	--	--
10	--	Si	No	Si	--	--

3 a SEMANA PVC

	CONGEST. VASCULAR	FIBROSIS	INFLAM. AGUDA	NECROSIS	INFLAM. CRONICA	HEMORRA GIA.
11.	--	Si	No	No	Si	No
12	--	Si	No	No	No	No
13	--	Si	No	No	No	No
14	--	Si	No	No	No	No
15	--	Si	Si	Si	No	No

3 a SEMANA SILASTIC

	C.V.	FIBR.	I.A.	NECR.	I.C.	HEMO.
11	No	Si	No	No	Granuloma Cuerpo Extraño	No
12	--	--	--	--	--	--
13	--	--	--	--	--	--
14	No	Si	No	No	Granuloma Cuerpo Extraño	No
15	No	Si	No	No	Granuloma Cuerpo Extraño	No



FIGURA 8.- Se observa en la primera semana exudado inflamatorio agudo con reacción perivascular.



FIGURA 9 Corresponde a la 1a. semana y se observa reacción inflamatoria aguda inespecífica. Sin peculiaridades en esta fase para silastic o polivinilo.



FIGURA 10 Ejemplo en la segunda semana de reacción
fisular a polivinilo donde se observa cápsula for-
mada por fibroblastos al rededor del material y -
sin reacción de cuerpo extraño. C cavidad formada.



FIGURA 11 Ejemplo de reacción tisular en la segunda semana donde se observa reacción a cuerpo extraño y formación de cápsula fibrosa.

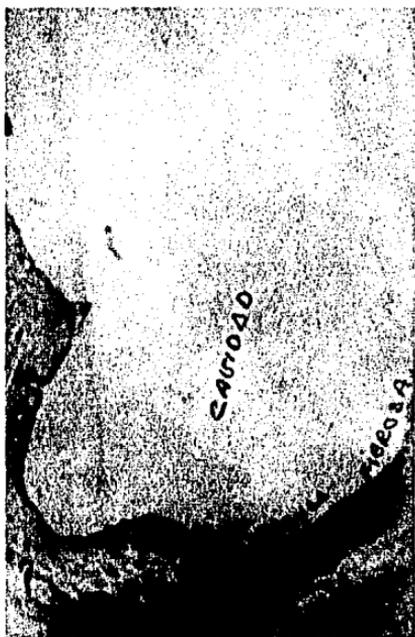


FIGURA 12 Ejemplo de reacción insular a polivinilo caracterizada por una cápsula fibrosa bien definida al rededor del material extraño y sin reacción de cuerpo extraño en la tercera semana.



FIGURA 13 Formación de células gigantes como característica reacción tisular de cuerpo extraño en la tercera semana de aplicación de silastic. Células gigantes (G).



FIGURA 14 Ejemplo de reacción tisular en la tercera semana de silastic con formación insipiente de fibrosis y células gigantes como representativo de reacción de cuerpo extraño.

Como pudimos observar en las anteriores tablas de vaciado de los resultados obtenidos:

En el grupo II en el cual se retiraron los materiales a los 7 días, predominó para ambos materiales una respuesta tisular inespecífica caracterizada por congestión vascular en la que presenciamos modificaciones vasculares y perivasculares de toda índole y una tendencia muy discreta del silastic a producir inflamación crónica.

En el grupo III, en el cual se retiraron los materiales a los 14 días de implantados, se observa según las tablas, formación de fibrosis en todos los casos tanto de silastic como de polivinilo, y la diferencia fundamental es que el silastic uniformemente desarrolla además de la cápsula fibrosa al rededor suyo, una marcada reacción a cuerpo extraño caracterizada por presencia de granulomas.

En la tercera semana para el grupo IV (21 días) observamos una formación neta de cápsula conectiva tanto con PVC como con silastic, solo que resultó ser más densa para el PVC y sin reacción de cuerpo extraño; todo lo contrario para el silastic en donde pudimos observar en esta tercera semana una reacción severa a cuerpo extraño, incluyendo presencia de exudado inflamatorio crónico en algunos casos.

CONCLUSIONES

Por lo expuesto anteriormente podemos concluir que el cloruro de polivinilo durante las tres semanas de implantación en ratas blancas no dió - en ningún momento reacción a cuerpo extraño, formó una cápsula de tejido conectivo al rededor de su superficie externa, constituida por células mesoteliales y clínicamente no produjo en los roedores datos de rechazo o ulceración por lo que puede ser usado como material virtualmente inerte hasta las tres semanas después de su aplicación y esta situación avala el paso de este modelo experimental para su segunda fase (explicada en la hipótesis).

El silastic en este procedimiento experimental formó cápsula densa, pero en los cortes histopatológicos se pudo observar una tendencia franca a dar reacción de cuerpo extraño desde la segunda semana, por tanto es cuestionable según estos resultados considerarlo como material inerte. Después de este estudio experimental podemos abrigar la idea de que es factible emplear el PVC (cloruro de polivinilo) como sustituto de la cuerda de silastic grado médico en animales de experimentación, hasta las tres semanas de su aplicación.

R E S U M E N

Se analiza experimentalmente en veinte ratas de la misma camada las reacciones tisulares del tubo administrador de los equipos de venoclasia PVC; realizando cortes histopatológicos en cada grupo de 5 ratas a la semana, dos semanas y tres semanas respectivamente. Paralelamente se emplea el mismo procedimiento para estudiar comparativamente las reacciones tisulares que producen en los roedores la cuerda de silastic grado médico. La observación clínica y cortes microscópicos demuestran que el PVC no desarrolla reacción de cuerpo extraño. Y la cuerda de silastic dió en la segunda y tercera semanas reacción de cuerpo extraño. Ambos materiales formaron cápsula fibrosa densa.

Se analizan las propiedades de ambos materiales y se concluye que el PVC puede utilizarse como material inerte formador de pseudovainas por su comportamiento tisular.

B I B L I O G R A F I A

1. Anzel, S. H.; Lipscomb, P.R. y Grindlay, J.H. Construction of artificial tendon sheaths in dogs. *Am. J. Surg.*, 101:355-356, 1961.
2. Ashley, F.L.; Polak, T.; Stone, R.S.; Healing of tendons in silicone rubber sheaths. *Bull. Dow-Corning*, 4:3, 1962.
3. Ashley, R.L. et al.; Experimental and clinical studies on the application of monomolecular cellulose filter tubes to create artificial tendon sheaths in digits. *Plast. Rec. Surg.*, 23:526, 1959.
4. Bunell, S. *Bunell's Surgery of the Hand*. 4a Ed., revisada por J.H. - Boyes. Filadelfia, Lippincott, 1964.
5. González, R.I. Experimental tendon repair within the flexor tunnels: Use of polyethylene tubes for improvement of functional results in the dog. *Surgery*, 26:181-198, 1949.
6. González, R.E. Experimental use of teflon in tendon surgery. *Plast. Rec. Surg.*, 22:562-566, 1958.
7. Hunter, J.M.; Salem, A.W.; Steindel, C.R., y Salisbury, R.E. The use of gliding artificial tendons implants to form new tendon beds. En *Proceedings of the American Society for Surgery of the Hand*. *J. Bone Joint Surg.*, 53A:829-858, 1971.
8. Milgrams, J.E. Transplantation on tendons through preformed gliding channel. *Bull. Hosp. Joint. Dis.*, 21:250-295, 1960.
9. Sakata, Y. Experimental study on the combined use of arterial tissues with nylon thread in artificial tendon formation. *J. Jap. Orthop. Assoc.* 36:1021, 1962.
10. Verdan, C.E. Primary and secondary repair of flexor and extensor - injuries. En *Hand Surgery*, editado por J.E. Flynn. Baltimore, Williams & Wilkins, 1966. Pag. 220-275.