

MATERIALES DE SUTURAS Y MALLAS

CLAUDIO BARREDO

Profesor Consulto de Cirugía, Universidad de Buenos Aires.
Jefe División Cirugía.

JORGE A. COVARO

Jefe Departamento Quirúrgico

FÉLIX ADRIÁN GÓMEZ

Médico Cirujano.
Hospital Municipal J. M. Penna, Buenos Aires

ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Desde la antigüedad el hombre ha utilizado numerosos elementos para aproximar los bordes de las heridas y ligar los vasos sangrantes. Así es que en Egipto (Dinastía XVIII, 1550 AC), de acuerdo al Papiro de Edwin Smith, las heridas de la cara se trataban mediante afrontamiento de los bordes con material adhesivo (grasa, miel y carne fresca).

En el 900 AC, comienza a utilizarse el “Kitgut” para cierre de heridas abdominales, en Arabia. El vocablo “Kit” hace referencia a las cuerdas de violín fabricadas a partir de intestino de vaca. Es posible que de aquí derive la palabra “Catgut”, como degeneración de lenguaje, aunque “catgut” es intestino de gato en inglés.

En la India de tiempos del Ayurveda, en casos de heridas intestinales se hacían coincidir los bordes de la lesión y se los hacían morder por grandes hormigas, para luego seccionarles el cuerpo, quedando la cabeza como una moderna grapadora biológica. Para entonces, el famoso cirujano hindú Sushruta (600 AC), utilizaba en sus cirugías toda clase de materiales, que incluía Algodón, cuero, crin de caballo y tendones.



Fig. 1. Crin de Florencia utilizado en la antigüedad.

En la edad media (476 A 1453) tiene como representantes quirúrgicos, en el Bizancio de la época Alejandrina (hasta 642), Oribasio, Aecio de Amida, Pablo de Egina y Alejandro de Tralles, los cuales utilizaron suturas de seda. Sin embargo, la tradición quirúrgica más importante de la Edad Media fue la famosa Escuela de Salerno (Siglo XII

y XIII), uno de sus exponentes, Rogerio de Salerno, quien escribió su libro *Práctica Chirúrgica* (1180), dice en algunos de sus apartes “...Si la herida está localizada en la cara, en la nariz, en los labios o en otra parte noble del cuerpo, y ha de ser cosida, primero hemos de acercar las dos partes lo más delicadamente que podamos; solemos coser la misma superficie de la piel, hasta donde puede resistir, con una aguja delgada e hilo de seda...”. En la Edad Media Italiana también destaca Hugo Borgognani, quien recomienda la colocación de Vino en las heridas. Un hijo suyo, Teodorico Borgognani, dice en un fragmento de su libro *Chirurgia* (1275): refiriéndose a las heridas intestinales afirma en el Libro III. Capítulo XIX: “...El intestino puede coserse con un hilo óptimo y delicado, elaborado con los intestinos de los animales...” Por otro lado, en Flandes, Jehan Yperman (Muerto en 1330), afirma en el Libro I, Capítulo V de su libro *Chirurgia*:

“... Es conveniente encerar el hilo retorcido para no cortar la carne. Se puede usar también de seda roja o blanca...”

En la época del Renacimiento (1453-1600), los Cirujanos son humillados por la Facultad de Medicina, que los limita a curar heridas, úlceras y abscesos.

Con el advenimiento de la cultura positivista (1848-1870), la cirugía se convierte en ciencia, se delimita un mismo lenguaje universal y se extiende a todos los órganos. En este período la seda, el algodón y el Catgut eran ampliamente utilizados en aplicaciones médicas, principalmente como suturas quirúrgicas. Se debe a Lister la introducción del Catgut Carbólico y el Catgut Cromado entre 1860 y 1861.

Todavía son válidos los principios quirúrgicos de William Halstead (Baltimore 1900), quien recomendaba el uso de Seda en cierre interrumpido y una hemostasis exhaustiva y sofisticada. También promocionó las ventajas de la seda frente al Catgut, de modo que en poco tiempo se convirtió en el material de sutura más común empleado en cirugía.

Durante la Primera Guerra Mundial se establecen los



Fig. 2. Catgut, sutura muy utilizada en la época de 1848-1870.

principios básicos del manejo de las heridas: Toda herida está potencialmente infectada, debe intervenir tempranamente y debe evitarse la supuración a toda costa. En Alemania, en 1931, se diseñan los primeros materiales sintéticos absorbibles; las Poliamidas en 1939; los Poliesteres en 1950 y el Ácido Poliglicólico y Polipropileno en 1970¹⁹⁻³⁵.

Hoy en día, gracias a la investigación de siglos, poseemos una amplia gama de suturas que hacen de la cirugía una forma de tratamiento efectiva.



Fig. 3. Hoy existe gran variedad de suturas disponibles para su uso.

SUTURAS

De forma general, las suturas quirúrgicas son filamentos estériles utilizados para cerrar heridas, ligar vasos o bien para mantener los tejidos unidos cuando se realizan implantes protésicos. La evolución de estas ha llegado a tal punto de refinamiento que existen suturas específicamente diseñadas para cada tipo de tejido. El adecuado uso en cada momento del material apropiado facilitará la técnica quirúrgica, disminuirá las tasas de

infección y proporcionará mejores resultados y menos molestias al paciente.

Se considera como “sutura ideal” a aquella que es:

- Estéril
- Resistente a la tracción.
- Atraumática.
- Hipoalergénica, no tóxica.
- No reactiva y con baja predisposición a la infección.
- Absorbible tras haber cicatrizado la herida.
- Fácil de manejar y seguro de anudar.
- Eficiente (buena relación calidad / precio)
- Resultados predecibles.

Debido a que la sutura ideal, no existe, al elegir la sutura deben buscarse ciertas características:

- Esterilidad
- Alta resistencia a la tensión, lo cual permitirá utilizar grosores menores.
- Diámetro y consistencia uniforme
- Menor reactividad hística posible.
- Facilidad de manejo.
- Resultados constantes y predecibles.

CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DE LAS SUTURAS

Las propiedades físicas son aquellas que pueden ser medidas o visualmente determinadas a partir del paciente. El United States Pharmacopeia (USP) es el ente oficial que proporciona las definiciones y descripciones de las propiedades físicas de los materiales de sutura.

La configuración física de las suturas hace referencia al hecho de si ésta es monofilamento o multifilamento. Una sutura multifilamento anuda con mayor facilidad pero incrementa la posibilidad de albergar organismos extraños²⁰.

La capilaridad hace referencia a su capacidad de absorber fluido a lo largo del filamento, la cual representa una correlación importante con la tendencia de la sutura a retener bacterias.

El grosor se determina en milímetros y, en la mayoría de los casos, se expresa en unidades USP, obteniendo una secuencia descendente desde 5 hasta 11-0³⁰. El cirujano debe utilizar el grosor mínimo de sutura que le permita asumir la tensión del procedimiento. A menor grosor, menor será el traumatismo tisular.

La resistencia a la rotura se mide según la tensión que la sutura es capaz de soportar, tras ser anudada, justo antes de romperse. El cirujano debe calcular la resistencia del hilo de sutura, en función de la capacidad del tejido para soportar tensión. Este hecho tiene especial importancia porque el empleo de suturas muy resistentes en tejidos muy friables puede dar como resultado la aparición de lesiones tisulares. Por tanto, las suturas deben ser tan resistentes como los tejidos en los que son empleadas. Además la resistencia debe prolongarse

el tiempo necesario para desarrollar su trabajo, o sea la correcta aproximación de los bordes y una buena cicatrización. Por lo tanto cada material tiene su indicación en función de las necesidades de cada momento.

La elasticidad es la propiedad de mantener su forma y longitud original después de haber sufrido un estiramiento. Esta resulta de gran importancia en los casos en que se produce edema u otros efectos secundarios en la herida. La memoria es una característica relativa a la elasticidad, y hace referencia a la capacidad de la sutura de recuperar su forma inicial después de ser sometida a una deformación.

CARACTERÍSTICAS DE MANIPULACIÓN

Las características de manipulación de un material de sutura están relacionadas con la flexibilidad así como con el coeficiente de fricción del mismo. La flexibilidad es un término subjetivo referente a la facilidad para doblar e inclinar la sutura. Los materiales más flexibles son los trenzados, las suturas de monofilamento resultan más difíciles de manipular. Por otro lado, el coeficiente de fricción de un material determina la facilidad con que el material puede atravesar el tejido y anudarse.

CARACTERÍSTICAS DE LA REACCIÓN TISULAR

Las suturas son sustancias extrañas al organismo y provocan reacciones tisulares. La inflamación es la respuesta del organismo ante la agresión de cualquier agente externo. La secuencia normal de la reacción tisular de un material de sutura consta de tres etapas. En los primeros 4 días se produce infiltración celular compuesta de linfocitos, monocitos y leucocitos polimorfonucleares. Durante la segunda etapa, desde el cuarto día hasta el séptimo, aparecen macrófagos y fibroblastos. Después del séptimo día se observa una inflamación crónica en el tejido fibroso.

Con las suturas no absorbibles la reacción de inflamación es mínima, mientras que con las absorbibles es mucho más marcada, pudiendo persistir a pesar de que la sutura haya sido absorbida o expulsada.

Las suturas pueden favorecer también la formación de infección en la herida, en caso de que se produzca una contaminación bacteriana. Los materiales de tipo multifilamento incrementan el riesgo de infección, ya que las bacterias se introducen en los intersticios de la sutura.

CLASIFICACIÓN DE LOS MATERIALES DE SUTURA

Se diferencian distintos tipos de suturas en función de su construcción, de su absorbibilidad y en función de su composición.

CONSTRUCCIÓN	ABSORBIBILIDAD	COMPOSICIÓN
- Monofilamento	- Absorbibles	- Fibra natural
- Multifilamento	- No Absorbibles	- Sintética
		- Metálica

Cuadro Nro. 1. Clasificación de los materiales de sutura.

MONOFILAMENTO

Debido a la simplicidad de su estructura, la construcción monofilamento posee una serie de características merced a las cuales existen ventajas e inconvenientes en su empleo:

VENTAJAS

Menor resistencia a su paso por los tejidos.

Menos impurezas en su superficie que permitan el asiento de gérmenes.

Mínima cicatriz.

Anudado más fácil.

INCONVENIENTES

Mayor dificultad de manejo.

Mayor capacidad de sección de los tejidos, son más cortantes en su paso inicial, aunque carecen del efecto sierra de las suturas multifilamento.

La torsión o presión sobre estas suturas puede debilitarlas, con riesgo de aparición de puntos débiles por los cuales puede romperse.

Cuadro Nro. 2. Ventajas e inconvenientes de la construcción monofilamento.

MULTIFILAMENTO

Consisten en una mezcla de filamentos, del mismo o distintos materiales, que son trenzados o unidos de alguna manera para formar un sólo hilo. Sus ventajas e inconvenientes son:

VENTAJAS

Mayor resistencia a la tensión.

Menor riesgo en caso de torsión.

Mayor flexibilidad.

Mayor facilidad de manejo.

INCONVENIENTES

Mayor riesgo de infección.

Mayor cicatriz.

Mayor resistencia al paso a través de los tejidos.

Efecto sierra.

Cuadro Nro. 3. Ventajas e inconvenientes de la construcción multifilamento.

ABSORBIBLES

Las suturas absorbibles son aquellas suturas que se mantienen en los tejidos en forma temporal. Pueden ser de origen natural (animal -catgut-) o sintético (constituidas por polímeros sintéticos, poliglactina, ácido poliglicólico, polidioxanona, etc.), variando así los tiempos de absorción en función del material de fabricación. Las suturas de origen natural son atacadas por las enzimas del organismo, que las destruyen y participan en su absorción, mientras que las suturas sintéticas son hidrolizadas, es decir, el agua penetra en su estructura, disolviéndolas. Como es lógico, el hidrolizado de las suturas sintéticas es menos agresivo para el organismo que la puesta en marcha del sistema enzimático que, además de atacar la sutura, causa una serie de lesiones en los tejidos circundantes.

Estas suturas pueden estar recubiertas o impregnadas con agentes que mejoran sus propiedades de manejo y teñidas con colorantes para aumentar su visibilidad en los tejidos.

Vale anotar que la fuerza tensil y la velocidad de absorción de la sutura son elementos separados. Por ejemplo una sutura puede perder rápidamente su fuerza tensil en el tejido pero es absorbida muy lentamente; por el contrario, puede retener su fuerza tensil durante el tiempo necesario para lograr cicatrización y luego ser absorbida rápidamente. Según Van Winkle y Hastings, las suturas deben ser tan fuertes como el tejido normal a través del cual son colocadas⁵⁵.

NO ABSORBIBLES

Son aquellas de carácter permanente, no se absorben, preparadas a partir de fibra orgánica, animal o vegetal, o filamentos sintéticos.

Como características importantes son de alta resistencia y también, sometidas a proceso de recubrimiento para disminuir la capilaridad. Son incoloras o teñidas y se presentan en finos hilos de sutura desde N° 11/0 hasta N° 5 estas últimas utilizadas en cierres de contención.

Son útiles en pacientes que han demostrado hipersensibilidad a las suturas absorbibles o tendencia a formar cicatrices queloides.

SUTURAS ORGÁNICAS**CATGUT SIMPLE**

Durante décadas fue la única sutura absorbible y, aunque raramente se utiliza en la actualidad, representa un estándar con el cual se comparan los materiales de sutura sintéticos. Son cintillas 97- 98% de proteína pura, procesadas de la capa submucosa del intestino de ganado ovino, o de la serosa del intestino de los bovinos. Se digieren por enzimas leucocitarias, que hacen que pierda su fuerza tensil en tan sólo 7 a 10 días, para ser entonces absorbida dentro de los 60 a 90 días. Puede usarse en presencia de infección.

CATGUT CROMADO

Es similar al anterior, pero tratado con sales crómicas para resistir las enzimas corporales, su fuerza tensil dura de 14 a 21 días y su periodo de absorción con una reacción tisular extensa con proceso inflamatorio agudo es de 90 a 120 días. Se usa para cerrar fascias y peritoneo y no es recomendable como sutura continua en áreas donde se requiera resistencia.

SEDA

La seda ha sido uno de los materiales favoritos de sutura durante años debido, principalmente, a sus excepcionales propiedades de manipulación y a la facilidad de anudarlo. La materia prima es un filamento hilado por la larva del gusano de seda al hacer su crisálida, sus filamentos pueden retorcerse o trenzarse para formar el hilo de sutura. Estos filamentos se combinan en varias formas, produciendo gran variedad de hilos que dan los tamaños de las suturas. Se tiñe de negro para facilitar su visibilidad entre los tejidos. A pesar de que se la clasifica como un material de sutura no absorbible,

esta pierde la mayoría de su resistencia entre 90 y 129 días después de la implantación, y usualmente es completamente absorbido al cabo de 2 años. En consecuencia, se podría clasificar como un material de sutura lentamente absorbible. No debe ser utilizada en áreas de infección o contaminación.

ALGODÓN Y LINO

El algodón y luego el lino junto con el catgut fueron las únicas suturas disponibles en los quirófanos. Se los utilizaban del N° 100, los más finos, hasta el N° 16 los más gruesos. Pierden un 50% de su resistencia en un período de 6 a 9 meses. Se manipulan con facilidad pero son las suturas más débiles entre las irreabsorbibles⁴⁷. Son hilos multifilamentos por lo que favorecen la infección y producen fístulas por cuerpo extraño. Otro de los inconvenientes es la tendencia de las fibras a separarse.

SUTURAS SINTÉTICAS

ÁCIDO POLIGLICÓLICO

Es el poliéster alifático lineal más simple. Fue la primera sutura sintética absorbible que aparece en el mercado (1970), y pasó, rápidamente a sustituir a las suturas absorbibles tradicionales a base de colágeno que hasta entonces habían usado los cirujanos. Es una sutura sintética, absorbible, trenzada e inerte. Pasados 15 días el material pierde más del 80% de su resistencia original. A los 28 días, retiene únicamente el 5%, siendo completamente disuelto pasados de 90 a 120 días.

No presentan pérdida de resistencia mecánica al humedecerse, dan lugar a muy poca respuesta inflamatoria y presentan mayor flexibilidad que las suturas de colágeno.

Se emplea en un gran número de aplicaciones. Principalmente fue desarrollado para cerrar heridas en tejidos blandos y puede aplicarse en presencia de inflamación o infección.

POLIGLACTINA 910

Es un copolímero de ácidos lácticos y glicólidos, los cuales existen en forma natural en el cuerpo, como parte del proceso metabólico. Se combinan entre sí para producir una estructura molecular que mantiene la fuerza tensil para lograr eficientes aproximaciones de los tejidos¹².

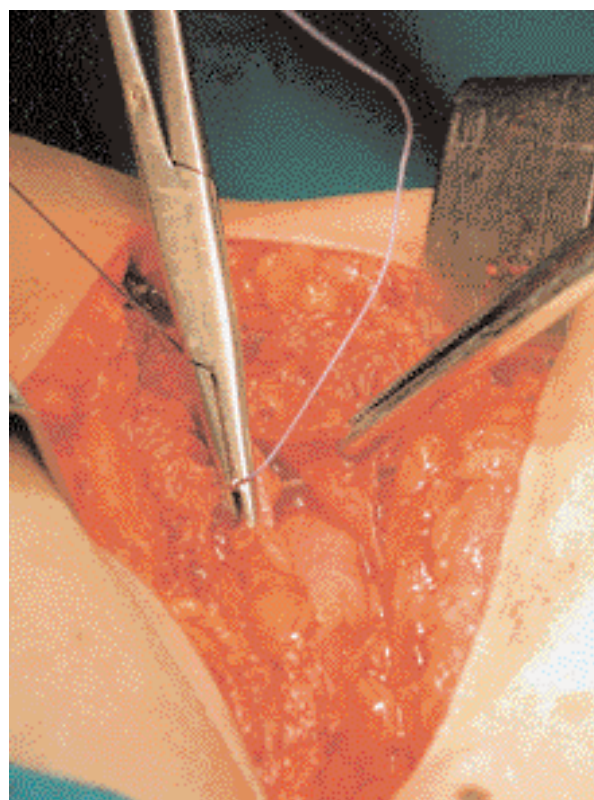


Fig. 4. La poliglactina 910 es una de las suturas más utilizadas en la actualidad.

Su fuerza tensil se mantiene en un 60% después de 14 días de ser implantado, y a los 21 días todavía persiste en un 30%. La absorción se completa entre los 60 y 90 días, a través de una hidrólisis lenta.

La poliglactina 910 recubierta con poliglactina 370, estearato de calcio, copolímero de caprolactona y ácido glicólico, es una alternativa de absorción rápida y predecible, perdiendo el 50% de su fuerza tensil al día 5 y absorbiéndose por completo a los 42 días, es además inerte por lo que es ampliamente utilizado en cierres intradérmicos de la piel, episiorragias y mucosa de la cavidad oral. Puede emplearse en presencia de infección.

Últimamente ha salido al mercado la poliglactina 910 recubierta de Triclosan, la forma más pura del agente antibacteriano Irgacare. Este ha demostrado in vitro que previene la colonización bacteriana en las suturas. Como ya mencionamos este agente es un antiséptico de amplio espectro conocido por su efectividad contra las bacterias que provocan la mayoría de las infecciones del sitio quirúrgico, entre las que se incluyen: estafilococo aureus, estafilococo epidermidis y cepas de estafilococo resistentes: MRSA y MRSE. Esta representa un nuevo concepto de suturas: las "suturas activas". Antes se esperaba que las suturas fueran un agente inerte, que no interfirieran en el proceso de cicatrización. Ahora la tecnología intenta incorporar un agente activo que se libera directamente en la incisión. Por primera vez, las suturas dejan de ser un factor de riesgo en sí mismas, por lo que pueden contribuir a un entorno quirúrgico más seguro.

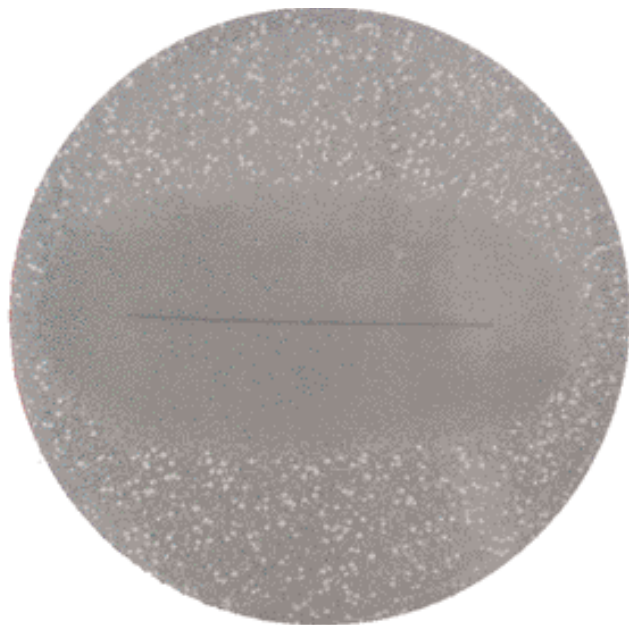


Fig. 5. La poliglactina 910 recubierta de Triclosan, ha demostrado *in vitro* que previene la colonización bacteriana en las suturas.

La poliglactina 910 con triclosan posee los mismos atributos que la sutura que posee sólo poliglactina 910, ambos tienen la misma fuerza tensil, absorción y características de anudado pero con el beneficio añadido del agente antibacteriano. También viene la versión del mismo antibacteriano asociado al Polyglecaprone 25 (MONOCRYL®)²⁵.

POLIDIOXANONA

Es un material absorbible, desarrollado inicialmente para aplicarse en situaciones en que los materiales anteriormente descritos resultan excesivamente rígidos ya que presenta mayor flexibilidad y esto se traduce en una menor reacción en los tejidos receptores. Es monofilamento y preparada a partir de poliésteres. Este polímero contiene un grupo de éter y oxígeno y suministra apoyo a la herida dos veces más prolongado que el de otras suturas sintéticas absorbibles. Pasados 28 días retiene un 58%, aproximadamente, de su valor inicial. Su absorción es mínima hasta después de los 90 días de implantada y se termina antes de seis meses. Se puede emplear en presencia de infección. Ideal para cierre de heridas o estructuras que necesitan una prolongada retención y soporte⁵⁴.

NYLON

Es un polímero de poliamida, se encuentra en forma de monofilamento y en sutura trenzada multifilamentosa. Tiene una fuerza tensil alta con gran elasticidad y resistencia a la tracción y casi no produce reacción tisular. Su degradación se hace por hidrólisis. Al mojarse es más flexible que en su forma seca. Sus mayores incon-

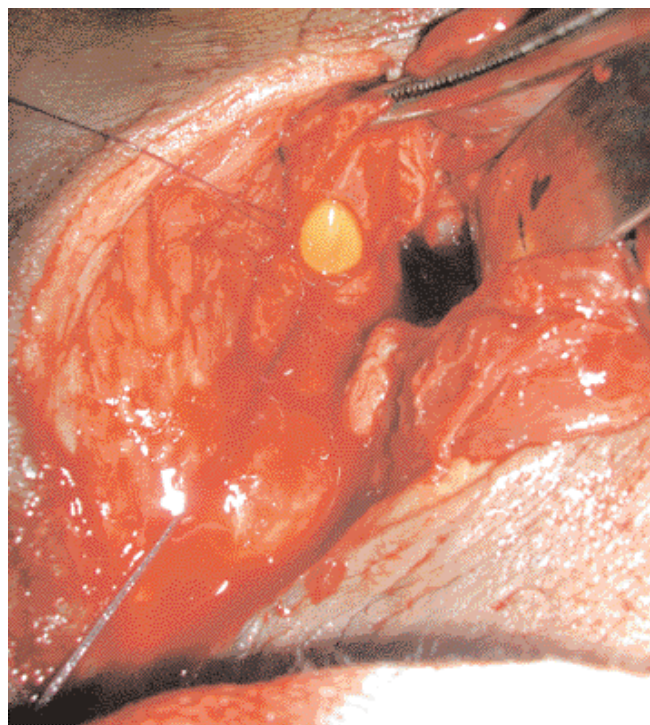


Fig. 6. La polidioxanona es una sutura monofilamento absorbible que permite diámetros muy pequeños, por lo que pueden utilizarse en elementos finos y delicados como por ejemplo la uretra.

venientes son la poca seguridad del anudado y la rigidez en filamentos gruesos. Es la sutura recomendada en situaciones en las que se precisa de mínima reacción tisular, por eso es útil en cierres de piel y en caso de infecciones. Es el material no absorbible de elección en cirugía plástica, reparación de nervios, cirugía vascular, etc.

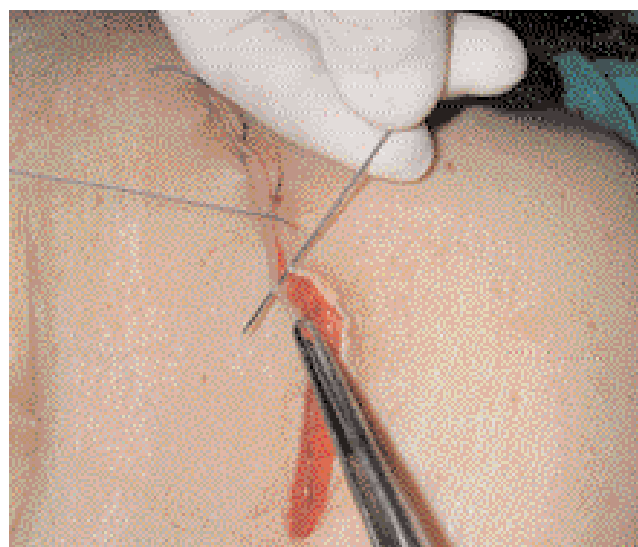


Fig. 7. El nylon debido a ser inerte se lo utiliza ampliamente en cirugía plástica y es el elemento ideal para suturas de piel.

POLIÉSTER

Se obtiene de fibras no tratadas de poliéster (tereftalato de polietileno). Es multifilamento fuerte y produce mínima reacción tisular. Puede ser blanca o verde y se utiliza en la colocación de prótesis sintéticas vasculares.

Poliéster monofilamento de color azul. Excelente compatibilidad tisular, buena visibilidad y resistencia a la tracción. Se usa en cirugía plástica, vascular, piel y tendones.

POLIPROPILENO

Es una sutura sintética, obtenida a partir de polipropileno lineal. Debido a esto es mucho más flexible que otras suturas y de fácil manejo. Es inerte, no se degrada y retiene una alta fuerza tensil a nivel tisular. Útil en cirugía cardiovascular debido a ser especialmente no trombogénico, gastrointestinal, plástica y ortopédica, así como también en el cierre subdérmico de heridas. Cuando hay infección no se involucra en el proceso, por lo que se puede utilizar exitosamente en heridas contaminadas. Dentro de las suturas no absorbibles, el polipropileno mantiene su resistencia original durante años, por lo tanto es útil en aquellas áreas donde se requiere una resistencia elevada durante períodos de tiempo largos.

ACERO INOXIDABLE

Es una aleación de acero. Los criterios esenciales para su elección son su baja toxicidad, flexibilidad y tamaño. Pueden ser mono o multifilamento, el primero es de difícil anudado, y se lo hace con el nudo de “alambrador”. No debe implantarse cuando se colocan prótesis de diferente aleación. Produce baja reacción tisular y una alta fuerza tensil, empleándose en cierres de pared abdominal, así como en cierres de retención de piel, en reparo de tendones y otros procedimientos ortopédicos, al igual que en neurocirugía y en cierre de esternotomías. A fin de no lesionarse los dedos se recomienda el uso de guantes de lino en su anudado.

ELECCIÓN DE LA SUTURA CORRECTA

Debido a la gran variedad de suturas existentes en el mercado y que las características y beneficios de cada una de ellas, a veces se superponen, se torna muy difícil su elección. A esto se le agrega que existen muchos trabajos en la literatura cuyos resultados hacen confundir aún más ya que los resultados son muy contradictorios³²⁻³³⁻⁵⁴.

Por lo tanto a la hora de elegir, no sólo son importantes las características de las suturas sino también las preferencias personales teniendo en cuenta las experiencias quirúrgicas y profesionales de cada uno. Sin dejar de lado, por supuesto, el conocimiento de la cicatrización de los tejidos y las características individuales de cada paciente.

MATERIALES PROTÉSICOS PARIETALES MALLAS

“Si pudiéramos producir tejidos de la misma densidad y consistencia de la aponeurosis y el tendón, el secreto de la curación radical de la hernia sería descubierto”.

Theodore Billroth
(1829 - 1894)

Se denomina malla a aquellos elementos protésicos laminares, sintéticos o naturales, cuya función es reforzar o suplir los defectos parietales. Existen múltiples elementos que se han ensayado a lo largo de la historia de la cirugía, la gran mayoría de ellos han fracasado debido a diferentes causas que hacen que, aún hoy, a pesar de los grandes avances tecnológicos, si bien muchos de estos elementos son bien tolerados, no tengamos una prótesis ideal.

Prótesis ideal⁴:

- Impermeable a los fluidos corporales.
- Biológicamente compatible.
- Inerte, por lo tanto no desencadenar una reacción inflamatorio ni de tipo cuerpo extraño.
- Resistente (alta fuerza textil).
- No carcinogénico.
- Esterilizable (resistente a las altas temperaturas).
- No causar alergia ni hipersensibilidad.
- Una vez implantado en el organismo que sea rápidamente infiltrado por el tejido conectivo.

En la actualidad todavía no se dispone de “una” malla ideal, que contenga todos estos postulados, sino que existe una amplia gama de productos protésicos, en los cuales podemos encontrar, en cada uno de ellos, algunos de estos postulados, por lo que se hace imprescindible conocerlos y realizar la elección de los mismos de acuerdo a la necesidad en cada caso. Teniendo en cuenta también que si bien estas son útiles, tienen complicaciones tales como: mayor probabilidad de infección, formación del seromas, obstrucción intestinal relacionada a la prótesis, fístula y falta de la reparación debido a la contracción de las mallas³.

Dedicaremos este capítulo a describir las características de las mallas más utilizadas en nuestro medio.

CLASIFICACIÓN

CONSTRUCCIÓN

- Simples (hechas de un sólo material)
- Mixtas (combinan más de un material)

ABSORBIBILIDAD

- Absorbibles
- No Absorbibles

COMPOSICIÓN

- Orgánicas
- Sintética
- Metálica

Cuadro Nro. 4. Clasificación de las mallas.

Estas bioprótesis se pueden clasificar de acuerdo a su composición en:

Orgánicas: Frecuentemente se han utilizado a lo largo de la historia diferentes tipos de mallas orgánicas como fascias, piel, etc. actualmente están en desuso debido a que no demostraron mayor utilidad, aunque actualmente se está trabajando, y es la esperanza y el futuro, en matrices de colágeno acelular, “prótesis bio-activas”, de ellas hablaremos más adelante.

Sintéticas: La introducción de materiales protésicos sintético ha revolucionado el tratamiento de los defectos parietales debido su gran disponibilidad, mejor calidad, fácil maniobrabilidad, alentadores resultados y también por la presión de la industria. Son las más utilizadas.

Metálicas: Se han dejado de utilizar.

Con respecto a su absorbabilidad:

Absorbibles: Son aquellas bioprótesis que otorgan un función transitoria debido a que son absorbidas en un determinado (corto o mediano) tiempo por lo tanto el colágeno no llega a depositarse para cumplir así su función²⁷. Por esto es que no son frecuentemente utilizadas, salvo en determinadas ocasiones, por ejemplo en cierres transitorios o actualmente en asociación con elementos no absorbibles (mallas mixtas).

No absorbibles: Como su nombre lo indica, no se absorben, por lo tanto son los que más se acercan a los postulados de una buena prótesis, cuya función es reforzar o suplir los defectos parietales y estos deben permanecer en el tiempo. Por eso son los más utilizados.

De acuerdo a su construcción:

Simples: aquellas bioprótesis construidas de un sólo material, por lo que comparten las características físicas y biológicas de dicho material. Son las primeras que salieron al mercado. Ej. Sólo de polipropileno, de poliglactina 910, etc.

Mixta: la gran experiencia adquirida a lo largo de los años en utilización de las mallas, ha demostrado que, como ya hemos mencionado, no exista la prótesis ideal, cada una tiene sus ventajas y desventajas, por lo que analizando esto se están combinando diferentes materiales aprovechando las ventajas de cada una y así aparecen las mallas mixtas que utilizan más de un elemento.

Pasaremos a describir las características de las mallas más utilizadas en nuestro medio clasificándolas según su construcción.

MALLAS SIMPLES**MALLAS DE POLIGLACTINA 910**

Son mallas compuesta sólo por este material así que comparten todas las mismas características que habíamos mencionado cuando nos referíamos a las suturas, o sea son sintéticas, absorbible, multifilamento, mantiene el 60% de su fuerza tensil después de 14 días de ser implantado y su absorción se completa entre los 60 y 90 días, a través de una hidrólisis lenta. Es debido a esta característica, de ser absorbible, que no tiene mucha utilidad en el tratamiento definitivo de defectos de la pared ya que dejan de cumplir su función en poco tiempo, por lo tanto el colágeno no llega a depositarse y así queda nuevamente debilitada la pared. Sin embargo se comprobó su utilidad en defectos pequeños, donde han pesado más sus ventajas que sus desventajas⁵².

Entre las ventajas de esta prótesis debemos destacar la mínima tendencia a formar adherencias³⁷, y a desarrollar fístulas, por lo que esta indicado en aquellas situaciones en que sea necesario la utilización de una prótesis en contacto con asas intestinales, principalmente en cierres temporarios.

Las complicaciones infecciosas parecen ocurrir en menor frecuencia con el uso de materiales absorbibles⁴⁹.

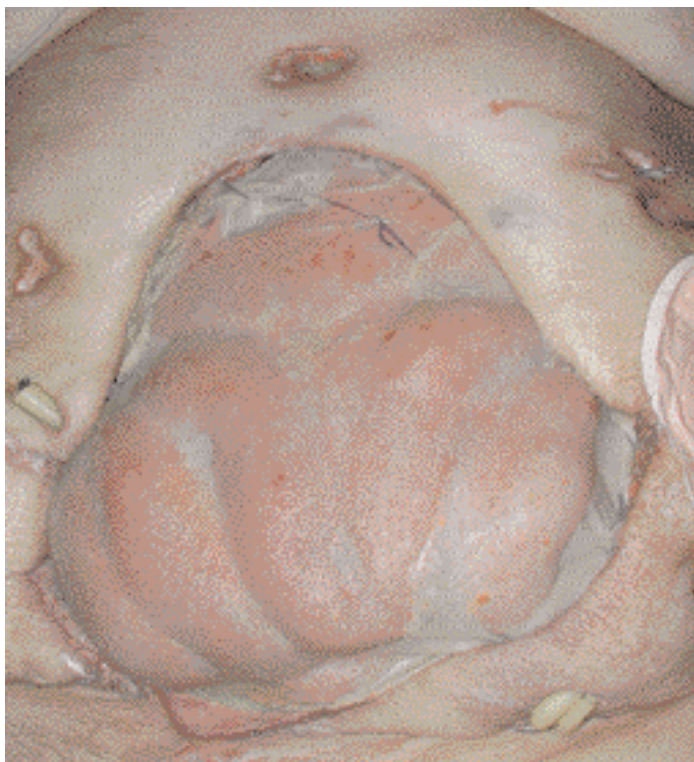


Fig. 8. La malla de poliglactina 910 se utiliza en aquellas situaciones en que sea necesario una prótesis en contacto con asas intestinales, principalmente en cierres temporarios.

MALLAS DE POLIPROPILENO

Son prótesis sintéticas, no absorbibles y monofilamento. Muy flexibles por lo tanto de fácil manejo a comparación de otras mallas no absorbibles. Mantienen una alta fuerza tensil a nivel tisular debido a que no se

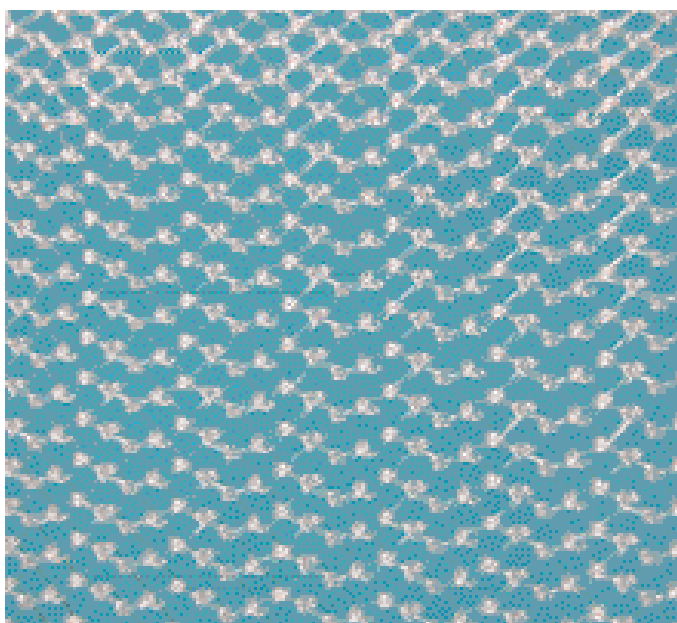


Fig. 9. La estructura de la malla de polipropileno, con macroporos, favorece las adherencias a los tejidos.

absorben y además su estructura favorece las adherencias a los tejidos, por lo que es la malla de elección, y la más utilizada en la actualidad en nuestro medio, en el tratamiento definitivo de los defectos parietales.

A pesar de sus indiscutibles ventajas estas mallas presentan algunas complicaciones en su uso, si bien las más serias, como la perforación y la formación de fistulas, cuando tiene contacto directo con asas intestinales, son

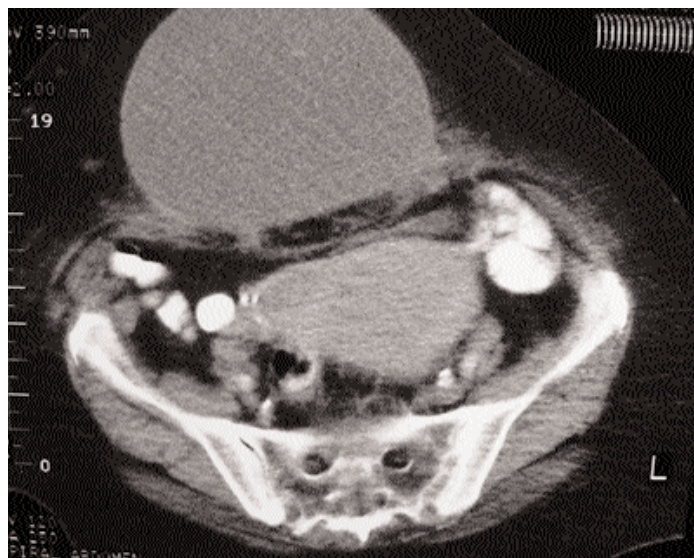


Fig. 10. Las mallas de polipropileno producen seromas con mucha frecuencia.

raras⁵⁷, las de menor importancia, tales como seromas y movilidad disminuida de la pared abdominal, se observan en cerca de la mitad de los pacientes²². Esto tiene que ver con la cantidad de polipropileno en contacto con los tejidos donde predispone a una reacción inflamatoria de tipo cuerpo extraño³⁹.

Se puede utilizar en condiciones de infección. En este caso el tratamiento sin extraer la prótesis es posible⁵⁻³⁸. Pero esto es un tema controvertido en la literatura ya que si se colocan las mallas en estas condiciones, por

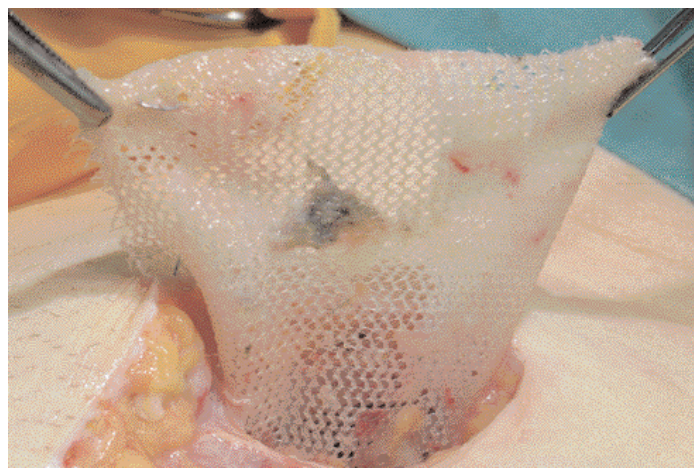


Fig. 11. Las mallas de polipropileno presentan complicaciones ante la presencia de infección que obligan, a veces, a retirarlas.

ejemplo heridas contaminadas, se han presentado complicaciones graves tales como fistulas, hemorragias, erosión de la piel e infecciones crónicas, que requieren el retiro de las mismas en un 50% a 90% de los casos²¹.

MALLAS DE POLITETRAFLUOROETILENO EXPANDIDO (ePTFE)

Esta es una malla sintética, no absorbible, hecha de teflón modificado cuyo ventaja principal es, debido a que tiene una superficie lisa, de no adherirse a los tejidos circundantes, por lo que tiene indicación en plásticas intraperitoneales. Pero a su vez esta característica, es también, una desventaja porque no forma un esqueleto para que se deposite colágeno y así poder reforzar la pared. También debido a su poca capacidad de adhesión es imprescindible que esté bien fijado para evitar movilizaciones. Otras de sus desventajas es no poseer poros por lo que se torna impermeable. Existe una alternativa de ePTFE denominado DUALMESH® que presenta dos superficies funcionalmente distintas, una superficie está configurada con relieve para su correcta identificación, esta debe ser implantada en contacto con los tejidos donde se desea la integración tisular. La otra superficie, la más lisa, debe quedar en contacto con el tejido o víscera donde se desea una fijación mínima (superficies serosas). Esta prótesis no tolera muy bien las infecciones²⁴, pero actualmente existe otra opción, a esta malla se le agrega una capa antimicrobiana de plata y clorhexidina, con la que ha demostrado ser la única malla con característica bactericida³¹.

MALLAS MIXTAS

Actualmente en los defectos de la pared abdominal se utilizan las prótesis antes citadas y como ya hemos dicho ninguna ha demostrado ser la prótesis ideal.

Houck encontró que los pacientes tratados con bioprótesis tienen un 16% de infecciones en heridas limpias y hasta un 40% si las heridas habían tenido algún antecedente infeccioso en el sitio. Sumado a su incapacidad para el control de las infecciones, los materiales sintéticos están asociados con serias complicaciones tales como formación de adherencias, sangrado, fístulas intestinales, erosiones y formación de seromas en el 15%⁷⁻³⁴⁻⁵³. El cirujano tiene que considerar no solamente las contraindicaciones para el uso de materiales protésicos sino también el hecho de que el fracaso y la necesidad de retirar estos van a aumentar el tamaño de la eventración y va a ser más difícil de tratar posteriormente.

A causa de lo antes dicho, están apareciendo en el mercado alternativas protésicas destinadas a superar estos inconvenientes, asociando diferentes prótesis y así sumar las ventajas de cada una, las mallas mixtas, como por ejemplo en aquellos casos en la que no se puede evitar el contacto de la prótesis con las vísceras. Una alter-

nativa son mallas de polipropileno cubiertas de una sustancia biorreabsorbible (Hidrogel) que permite la peritonización de la malla mientras este producto se absorbe en los 14 días de colocado, impidiendo así el contacto de la malla con las vísceras (Septra Mesh®, Genzyme Biosurgery).



Fig. 12. Malla de polipropileno con hidrogel colocado en contacto con las vísceras.



Fig. 13. Malla de polipropileno con hidrogel peritonizada.

Otra alternativa es el Bard® Composix® Mesh, que combinan el polipropileno con el ePTFE para poder acoplar los beneficios de cada uno de ellos, adhesividad para el primero, poder fijarse a los tejidos y poca adhesividad para el segundo y así poder realizar plásticas intraperitoneales sin presentar obstrucción debido a adherencias o fístulas intestinales, óseas con mínimas complicaciones¹¹.

Otras de las alternativas, en mallas mixtas, es la que asocia polipropileno y poliglactina 910, Vypro®. Es una malla ligera, en parte absorbible, multifilamento, integrada por partes aproximadamente iguales de los elementos antes citados. Esta presenta la ventaja de tener menor cantidad de polipropileno, con poros más grandes, asociada a poliglactina, la cual contribuiría a disminuir la posibilidad de adherencias. Al absorberse este último la presencia del polipropileno sería mínima, disminuyendo así sus efectos indeseables que llevan a las complicaciones⁵⁸. Sin embargo existen trabajos en los cuales no se ha demostrado estos beneficios, en comparación con otras asociaciones de polipropileno⁵⁰.

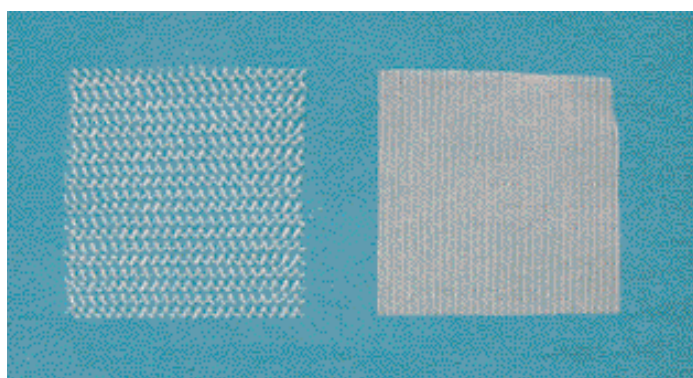


Fig. 14. Las mallas mixtas combinan ventajas de dos mallas para obtener una malla más cercana a la ideal por ejemplo la que combina los dos materiales más utilizados en nuestro medio, polipropileno y poliglactina 910.

FUTURO

Las mallas quirúrgicas sintéticas se han diseñado poniendo el mayor énfasis en lo que hace a sus características de biocompatibilidad más bien que en los parámetros de la ingeniería. Hay evidencia que indica una relación directa entre las complicaciones postoperatorias y el diseño de las mallas, por lo tanto las tendencias actuales en la investigación deben poner énfasis en el diseño de estas desde una perspectiva de la ingeniería¹⁶⁻⁴⁶.

El enfoque más reciente de la industria es la introducción de matrices de colágeno acelular diseñados para soportar la regeneración de tejidos. Al momento de escribir este artículo existen estas de, tejido porcino, ("XenMatrix®" Brennen Medical)



Fig. 15. Malla de matriz de colágeno de tejido porcino y de humano cadavérico (AlloDerm® Lifecell)

Estos permiten la regeneración de tejido a partir de las células del organismo junto con una red vascular madura que genera un nuevo tejido que se integra al del paciente de una manera completa⁴³⁻⁵¹. Otra alternativa similar es el Surgisis® derivado acelular de la submucosa del intestino delgado de porcino es también un nuevo producto bio-

TIPOS DE CIERRE	VENTAJAS		DESVENTAJAS	
	POSTOPERATORIO INMEDIATO	POSTOPERATORIO ALEJADO	POSTOPERATORIO INMEDIATO	POSTOPERATORIO ALEJADO
Malla absorbible	Cierre inicial estable Fácil drenaje de fluidos	Contribuye a una cicatrización más rápida	Fístula	Desintegración Eventración crónica
Malla permanente	Cierre estable No evisceración Fácil drenaje de fluidos	Sin procedimiento secundario	Adherencias intraabdominales Erosión intestinal Fístulas	Fístulas tardías Plegado de la malla
ePTFE	Cierre estable	Cierre estable	Colonización bacteriana (microporos)	Promueve infección
Mixta permanente/absorbible	Cierre estable No evisceración Fácil drenaje de fluidos	Cierre estable	Adherencias intraabdominales Erosión intestinal Fístula temprana	Adherencias intraabdominales Erosión intestinal Fístula tardía
Compuesta permanente/membrana impermeable	Cierre estable No evisceración Fácil drenaje de fluidos	Cierre estable No adherencias	No descriptas	No descriptas

Cuadro Nro. 5. Comparación entre ventajas y desventajas de las mallas⁴¹.

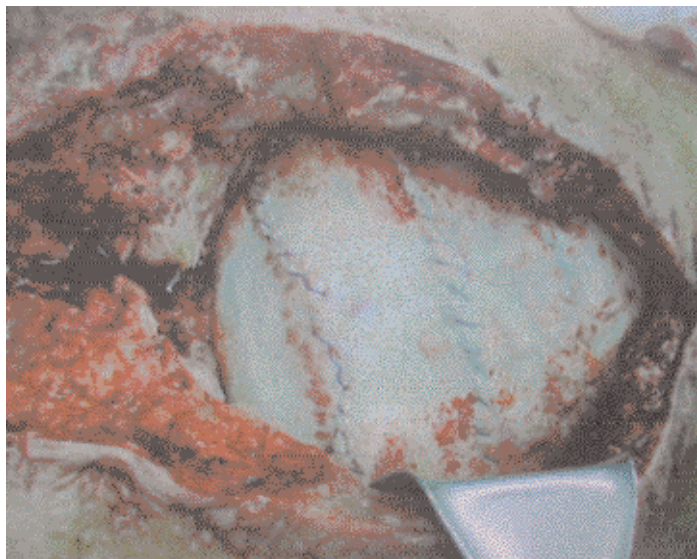


Fig. 16. Matriz de colágeno de humano cadavérico.

activo y sirve como plantilla para remodelar los tejidos blandos parietales. Es ideal para el uso en los campos contaminados o potencialmente contaminados²⁸. Los materiales bioprotésicos orgánicos tienen ventajas en ciertas situaciones, la reparación con estos elementos

BIBLIOGRAFÍA:

1. AMBROSIANI N, HARB J, GAVELLI y colab.: Echech de la cure des évenrations et des hernies par plaque de PTFE (111 cas). *Ann Surg* 1994; 48: 917-920.
2. AMID PK, SHULMAN AG, LICHTENSTEIN IL, SOSTRIN S, YOUNG J, HAKAKHA M: Experimental evaluation of a new composite mesh with the selective property of incorporation to the abdominal wall without adhering to the intestines. *Journal of Biomedical Materials Research* 1992; 28 (3): 373-375.
3. AMID PK: Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery. *Hernia*. 1997; 1 (1): 15-21.
4. ASTIZ JM: Nuevos Conceptos en la Utilización de Mallas Protésicas. PROACI. 1998; Ciclo 2, fascículo 4.
5. ASTIZ JM; CHAU O; BERAUDO M; BERGÉ S; DUNOGENT J: Malla infectada. *Rev argent cir*. 1999; 76(5): 172-6.
6. BARTALOT SOLER R: Materiales de sutura en Cirugía Dermatológica. *Piel* 2001; 16: 113-116.
7. BAUER JJ, HARRIS MT, KREEL I, GELERT IM: Twelve-year experience with expanded polytetrafluoroethylene in the repair of abdominal wall defects. *Mt Sinai J Med*. 1999; 66 (1): 20-5.
8. BAUER JJ, SALKY BA, GELERT NT y colab.: Repair of large abdominal wall defects with expanded polytetrafluoroethylene (PTFE). *Ann Surg* 1987; 206: 765-769.
9. BELLÓN JM, CONTRERAS L, BUJÁN J, JURADO F: Aplicabilidad clínica del estudio experimental de implantes de politetrafluoroetileno y polipropileno en pared abdominal. *Cir Es* 1995; 58: 17- 112.
10. BELLÓN JM, GARCÍA-CARRANZA A, JURADO F, GARCÍA-HONDUVILLA N, CARRERA-SAN MARTIN A, BUJÁN J: Peritoneal Regeneration after Implant of a Composite Prosthesis in the Abdominal Wall. *World J Surg*. 2001; 25 (2): 147-152.
11. BENDAVID R: Composite mesh (polypropylene-e-PTFE) in the intraperitoneal position. *Hernia*. 1997; 1 (1): 5-8.

cicatriz más por un proceso regenerativo que por cicatrización. Una vez remodelado con tejido autógeno, teóricamente no debería haber reacción de tipo cuerpo extraño, reduciendo así el riesgo de infección crónica y erosiones subsecuentes a través de la piel o vísceras. Las adherencias a las vísceras son marcadamente menores para las bioprótesis orgánicas que para las mallas de polipropileno, permitiendo la colocación del material biológico en contacto con las vísceras. Estas prótesis parecen tolerar mejor la contaminación que las sintéticas y las reoperaciones a través de sitios reparados con bioprótesis orgánicas son más sencillas, debido a que el sitio de la reparación parece, y funciona, como una aponeurosis nativa, entonces puede ser incidida y suturada como aponeurosis primaria. También pueden ser utilizadas aún cuando no hay suficiente cobertura cutánea.

DESVENTAJAS

Las 2 mayores preocupaciones con el uso de las bioprótesis orgánicas son el costo y la falta de estudios clínicos a largo plazo, y en el caso de la humana, la posibilidad teórica de transmisión de enfermedades.

12. BEZWADA RS, JAMIOLKOVSKI DD, ERNETA M, PERSIVALLE J, TRENKABETHIN S, LEE IY, SURYADEVARA J, YANG A, AGARWAL V, LIU S: *Biomaterials* 1995; 16: 1141.
13. BLEICHRODT RP, SIMMERMACHER RK, VAN DER LEI B, SCHAKENRAAD JM: Expanded polytetrafluoroethylene patch versus polypropylene mesh for the repair of contaminated defects of the abdominal wall. *Surg Gynecol Obstet*. 1993; 176 (1): 18-24.
14. BROWN GL, RICHARDSON JD, MALANGONI MA y colab.: Comparison of prosthetic materials for abdominal wall reconstruction in the presence of contamination and infection. *Ann Surg* 1985; 201: 705-711.
15. CAMACHO F, DE DULANTO F: Instrumental y material de sutura. En: camacho F, De Dulanto F, editores. *Cirugía Dermatológica*. Grupo Aula Médica, S.A., Madrid 1995; 71-82.
16. CODA A, BENDAVID R, BOTTO-MICCA F, BOSSOTTI M, BONA A: Structural alterations of prosthetic meshes in humans. *Hernia*. 2003; 7 (1): 29-34.
17. CoRRAL MA, RICO P, MORENO GONZALEZ E, GARÍA UREÑA MA, MARCELLO M, GONZALEZ A, SEOANE J, JIMENEZ C, ABRADELO M, HIDALGO M: Análisis y resultados de 564 eventrorrafias. Ventajas e inconvenientes de la malla de polipropileno. *Cir Esp* 1995; 57: 445-451.
18. CHEVREL JP: Traitement des grandes évenrations médianes par plastie en paletot et prothèse. *Nouv Presse Med* 1979; 8: 695-696.
19. CHU CC: *In Wound Closure Biomaterials and Devices*. CRC Press, Boca Ratón, Florida. 1997; 5: 65-106.
20. CHU CC: *Suture Materials*. Concise Encyclopedia of Medical and Dental Materials. Pergamon Press 1990; 346-353.
21. DAYTON MT, BUCHELE BA, SHIRAZI SS, HUNT LB: Use of an absorbable mesh to repair contaminated abdominal-wall defects. *Arch Surg*. 1986; 121 (8).
22. DE VRIES REILINGH TS, VAN GELDERE D, LANGENHORST B, DE JONG D, VAN DER WILT GJ, VAN GOOR1 H, BLEICHRODT RP: Repair of large midline incisional hernias with

- polypropylene mesh: Comparison of three operative techniques. *Hernia*. 2004; 8 (1): 56-59.
23. DEBORD JR, WYFFELS PL, MARSHALL JS y colab.: Repair of large ventral incisional hernias with expanded polytetrafluoroethylene prosthetic patches. *Postgraduate General Surgery* 1992; 4: 156-160.
 24. DIAZ JJ JR, GRAY BW, DOBSON JM, GROGAN EL, MAY AK, MILLER R, GUY J, O'NEILL P, MORRIS JA Jr.: Repair of giant abdominal hernias: does the type of prosthesis matter?. *Am Surg*. 2004; 70(5):396-401.
 25. EDMISTON CE, SEABROOK GR, GOHEEN MP, KREPEL CJ, JOHNSON CP, LEWIS BD, BROWN KR, TOWNE JB: Bacterial Adherence to Surgical Sutures. *J Am Coll Surg*. 2006; 203 (4).
 26. ESPERANZA CRUZ C, GUZMÁN MORA F: Suturas quirúrgicas. http://www.abcmecid.com/articulo/id/146/pagina/1/suturas_quirurgicas.html
 27. FEWKES JL, CHENEY ML, POLLACK SV: Suture Materials and Instruments. En: *Illustrated Atlas of Cutaneous Surgery*. JB Lippincott Co Philadelphia 1922, pp 2.1-2.14.
 28. FRANKLIN M, GONZALEZ J, MICHAELSON R, GLASS J, CHOCK D: Preliminary experience with new bioactive prosthetic material for repair of hernias in infected fields. *Hernia*. 2002; 6 (4): 171-174.
 29. GOLDSTEIN HS: Selecting the right mesh. *Hernia*. 1999; 3 (1): 23-26.
 30. HARLOFF J: Application of Polymers for Surgical Sutures. *Introduction to Polymer Science*, 1995.
 31. HARRELL AG, NOVITSKY YW, KERCHER KW, FOSTER M, BURNS JM, KUWADA TS, HENIFORD BT: In vitro infectability of prosthetic mesh by methicillin-resistant *Staphylococcus aureus*. *Hernia*. 2006; 10 (2): 120-124.
 32. HODGSON NC, MALTHANER RA, ØSTBYE T: Current practice of abdominal fascial closure: a survey of Ontario general surgeons. *Journal canadien de chirurgie*. 2001; 44 (5).
 33. HODGSON NC, MALTHANER RA, ØSTBYE T: The Search for an Ideal Method of Abdominal Fascial Closure: A Meta-Analysis. *Ann Surg*. 2000; 231(3): 436-442.
 34. HOUCK JP, RYPINS EB, SARFEH IJ, JULER GL, SHIMODA KJ: Repair of incisional hernia. *Surg Gynecol Obstet*. 1989; 169 (5): 397-9.
 35. HUANG SJ: In *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering*. Wiley-Interscience, New York, 1985; 2.
 36. JENKINS S, KLAMER T, PARTEKA J y colab.: A comparison of prosthetic materials used to repair abdominal wall defects. *Surgery* 1983; 94: 392-398.
 37. JENKINS SD, KLAMER TW, PARTEKA JJ, CONDON RE: A comparison of prosthetic materials used to repair abdominal wall defects. *Jenkins Surgery*. 1983; 94(2): 392-8.
 38. KELLY ME, BEHRMAN SW: The safety and efficacy of prosthetic hernia repair in clean-contaminated and contaminated wounds. *Am Surg*. 2002; 68 (6): 524-8 discussion 528-9.
 39. KLOSTERHALFEN B, KLINGE U, SCHUMPELICK V: Functional and morphological evaluation of different polypropylene-mesh modifications for abdominal wall repair. *Biomaterials*. 1998.
 40. LAW NW, ELLIS H: A comparison evaluation of polypropylene mesh, expanded polytetrafluoroethylene patch and polyglycolic acid mesh for the repair of experimental study. *Surgery* 1991; 109: 652-655.
 41. LAW NW: A comparison of polypropylene mesh, expanded polytetrafluoroethylene patch and polyglycolic acid mesh for the repair of experimental abdominal wall defects. *Acta Chir Scand* 1990; 156: 759-762.
 42. LOSANOFF JE, RICHMAN BW, SAUTER ER, JONES JW: "Component separation" method for abdominal wall reconstruction. *J Am Coll Surg*. 2003; 196 (5): 825-826.
 43. MENON NG, RODRIGUEZ ED, BYRNES CK, GIROTTO JA, GOLDBERG NH, SILVERMAN RP: Revascularization of Human Acellular Dermis in Full-Thickness Abdominal Wall Reconstruction in the Rabbit Model. *Annals of Plastic Surgery*. 2003; 50 (5): 523-527.
 44. MIQUILARENA R, ALONZO G, HERNÁNDEZ MANTELLINI P: Uso de Malla de Marlex vs PTFE en la reparación de defectos de la pared. *Rev venez cir*. 1998; 51(1/2):7-10.
 45. MOY RL, WALDMAN B, HEIN DW: A review of sutures and suturing techniques. *J Dermatol Surf Oncol* 1992; 18:785-795.
 46. PANDIT AS, HENRY JA: Design of surgical meshes - an engineering perspectiva *Technology and Health Care* 2004; 12 (1): 51-65.
 47. PORTER JM: A Combination of Vicryl and Marlex Mesh: A Technique for Abdominal Wall Closure in Difficult Cases. *Journal of Trauma-Injury Infection & Critical Care*. 1995; 39(6): 1178-1180.
 48. SAN ROMAN J y colab.: Polímeros biodegradables en medicina: aplicaciones biomédicas y aportaciones en procesos de regeneración tisular. *Revista de Plásticos Modernos*. 1999; 77 (511): 60-70.
 49. SCHACHTRUPP A, FACKELDEY V, KLINGE U, HOER J, TITTEL A, TOENS C, SCHUMPELICK V: Temporary closure of the abdominal wall (laparostomy). *Hernia*. 2002; 6 (4): 155-162.
 50. SCHEIDBACH H, TAMME C, TANNAPFEL A, LIPPERT I H, KÖCKERLING F: In vivo studies comparing the biocompatibility of various polypropylene meshes and their handling properties during endoscopic total extraperitoneal (TEP) patchplasty: an experimental study in pigs. *Surgical Endoscopy*. 2004; 18 (2): 211-220.
 51. SILVERMAN RP, LI EN, HOLTON L, SAWAN KT, GOLDBERG NH: Ventral hernia repair using allogenic scellular dermal matrix in a swine model. *Hernia* 2004; 8: 336-342.
 52. TOBIAS AM, LOW DW: The Use of a Subfascial Vicryl Mesh Buttress to Aid in the Closure of Massive Ventral Hernias following Damage-Control Laparotomy. *Plastic & Reconstructive Surgery*. 2003; 112(3): 766-776.
 53. TRUPKA AW, SCHWEIBERER L, HALLFELDT K, WALDNER H: Management of large abdominal wall hernias with foreign implant materials (Gore-Tex patch) *Zentralbl Chir*. 1997; 122 (10): 879-84.
 54. VAN 'T RIET M, STEYERBERG EW, NELLENSTEYN J, BONJER HJ, JEEKEL J: Meta-analysis of techniques for closure of midline abdominal incisions. *Br J Surg*. 2002; 89 (11):1350-6.
 55. VAN WINKLE W JR, HASTINGS JC: Considerations in the choice of suture material for various tissues. *Surg Gynecol Obstet*. 1972; 135(1): 26-113.
 56. VRIJLAND WW, BONTHUIS F, STEYERBERG EW, MARQUET RL, JEEKEL J, BONJER HJ: Peritoneal adhesions to prosthetic materials Choice of mesh for incisional hernia repair. *Journal Surgical Endoscopy*. 2000; 14 (10); 960-963.
 57. VRIJLAND WW, JEEKEL J, STEYERBERG EW, DEN HOED PI, BONJER HJ: Intraperitoneal polypropylene mesh repair of incisional hernia is not associated with enterocutaneous fistula. *Br J Surg*. 2000; 87: 348.
 58. ZIEREN J, NEUSS H, ABLASSMAIER B, MÜLLER JM: Adhesions After Intraperitoneal Mesh Repair in Pigs: Prolene™ vs. Vypro™ *Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques*. 2002; 12 (4): 249 -252.