



Materiales protésicos en patología herniaria

Adriana Hernández López,* Itzé Aguirre Olmedo,* José Manuel Morales Vargas*

Resumen

Este artículo es una revisión de los orígenes de los materiales protésicos utilizados en la hernioplastia inguinal, sobre su evolución y las clasificaciones actuales, sobre las características de las mallas sintéticas disponibles en el mercado y un análisis de las causas de recurrencia, de seroma y de su uso en infección establecida.

Palabras clave: Mallas, material protésico, laparoscopia, clasificación.

Abstract

This article is a revision about the origin of prosthetic mesh materials utilized in inguinal hernioplasty, its evolution, actual classifications, the characteristics of the synthetic meshes available in the market today and an analysis of the causes of recurrences, seroma and their use in case of established infection.

Key words: Mesh, prosthetic mesh materials, laparoscopy, classification.

ANTECEDENTES HISTÓRICOS

El término «prótesis» proviene del griego «colocar frente a». En cirugía se refiere a un dispositivo artificial empleado para reemplazar un defecto corporal.

En los primeros intentos documentados para el manejo de las hernias se utilizaron prótesis externas sostenidas con vendajes, técnica descrita por los antiguos egipcios. Guy de Chauliac en el siglo XIV y posteriormente Ambrosio Paré utilizaron unos dispositivos llamados «troussés» para «cerrar la puerta» (al orificio inguinal externo). En 1838 Wutzer reportó el uso de un tapón metálico para ocluir el anillo inguinal interno.

Los materiales protésicos con colocación quirúrgica fueron inicialmente descritos por Billroth; él dijo alguna vez a su alumno Czerny: «Si pudiéramos producir artificialmente tejidos de la densidad y resistencia de la fascia y el tendón, el secreto para la cura radical de las hernias habría sido descubierto».

Sin embargo, el uso de prótesis no se popularizó en el campo clínico hasta la utilización del alambre de plata para

la reparación de las hernias inguinales. Como una modificación a la técnica de Bassini, en 1900 Witzel y Goepel fabricaron a mano una filigrana de plata para reforzar la reparación herniaria, siendo éste quizás el origen más cercano al concepto de uso de mallas. Dichos materiales tuvieron pobres resultados; sin embargo, al evidenciar la posibilidad de contacto permanente entre el paciente y el material inerte sentaron las bases para el posterior desarrollo de los materiales protésicos como se conocen hoy en día.¹

Los materiales utilizados para la reparación de hernias han variado con el transcurrir de los años. La plata continuó siendo utilizada hasta los años 60, incluso con reportes de colocación preperitoneal por Ball en 1958, con recurrencia menor al 1%. La plata fue sustituida por titanio y por acero inoxidable en 1952. Sin embargo estos metales producían rigidez, desintegración lenta y respuesta fibrosa con formación de granulomas, por lo que todos ellos fueron sustituidos por materiales plásticos como polipropileno, poliéster y marlex a inicios de la década de los sesenta, politetrafluoroetileno y ácido poliglicólico en los 80, hasta las más modernas mallas parcialmente absorbibles y ultraligeras a partir del 2002.

Roy Plunkett descubrió casualmente el politetrafluoroetileno (PTFE o teflón) en un laboratorio de DuPont en 1938, mientras realizaba investigaciones con el refrigerante tetrafluoroetileno. Notó que el gas espontáneamente se polymerizaba y formaba una cera blanquecina, que posteriormente se utilizó para el recubrimiento de cables. William Gore, quien también trabajaba en el laboratorio de DuPont

* Clínica de Hernia Compleja. Hospital General «Dr. Manuel Gea González».

Correspondencia:

Dra. Adriana Hernández López
Sur 136 Núm. 116 Consul. 216 Col. Las Américas
01120 México, D.F. Tel. 53432739

vio las potenciales aplicaciones médicas del polímero y fundó la compañía que desarrolló la malla de PTFE conocida como Gore-Tex.

En 1939 se sintetizó por primera vez un polímero de etilenglicol y ácido tereftálico, conocido como Mersilene (Dacron®), popularizado por Rives, Stoppa y Flament.

En 1941, los químicos británicos JR Whinfield y Dickson patentaron el poliéster (polietileno teraftalato -PET-).²

En 1944, durante la Segunda Guerra Mundial, Bounet y Aquaviva reportaron el uso de mallas de nylon con forma de flecha y con una abertura lateral para permitir el paso del cordón espermático. El nylon fue sustituido por otros plásticos, porque con el tiempo perdía su fuerza tensil debido a hidrólisis y desnaturalización, además requería ser removida en presencia de infección.

En 1955, Francis C Usher, Cirujano General y Farmacólogo de Houston, Texas, fue el primero en introducir la malla de polipropileno. Este polímero fue desarrollado en 1954 por el científico italiano Giolo Natta. Usher leyó un anuncio en la revista Life que describía un nuevo polímero llamado Marlex (polipropileno cristalino). Las características del producto llamaron su atención: podía ser extraído como monofilamento, era fuerte, inerte, no se fragmentaba y resistía la ebullición. Entonces fabricó una malla de polipropileno puro, realizando experimentos en animales para obtener el grosor, porosidad, elasticidad y fuerza tensil óptimos. Además, debido a sus poros grandes, el polipropileno se incorporaba adecuadamente a los tejidos, incluso en presencia de infección. Fue hasta 1962 cuando una versión mejorada del polipropileno fue fabricada como malla. Usher también planteó por primera vez el concepto de utilizar la malla para puentear el defecto y no para reforzar tejidos afrontados bajo tensión.

MATERIAL PROTÉSICO IDEAL

Las características de una malla «ideal» son: que sea biocompatible, que no cause reacción a cuerpo extraño, de fácil esterilización, resistente a la infección, resistente a fuerzas mecánicas de presión, no carcinogénica, no pirógena y además de bajo costo. Por ello no existe aún el material ideal que cumpla con todas estas características, ya que, por ejemplo, aquellas que ofrecen una reducción en la formación de adherencias se asocian a una reducción en la incorporación.³

CLASIFICACIÓN DE LOS MATERIALES PROTÉSICOS

Existen varias clasificaciones en relación a las características de los materiales protésicos.

1) La Primera, propuesta por el Dr. Parviz Amid⁴ en 1997, divide las prótesis de acuerdo al tamaño de los poros y su comportamiento durante la integración al huésped en:

a) **Macroporosas o tipo I:** Teniendo como ejemplo las mallas de polipropileno. Este material tiene alta tolerancia en presencia de infección, pues se trata de un material macroporoso, siendo estos poros mayores a 75 micrones, lo que permite la permeación de macrófagos, fibroblastos, proliferación de vasos sanguíneos y fibras de colágeno. Por ello, aun en caso de infección, generalmente no es necesario retirarla. Con este material se ha documentado la formación de fistulas y la intensa formación de adherencias viscerales cuando se le pone en contacto con el intestino, situaciones que distan mucho para considerarle como ideal; dos de sus más importantes características son la macroporosidad y su textura, que favorecen la infiltración del tejido hacia la prótesis, lo que condiciona una fuerte y segura reparación de la pared. Sin embargo, un defecto indeseable de la macroporosidad es la alta adherencia al intestino cuando se le pone en contacto directo. No se sabe la causa real de las adherencias a la malla (si se trata de un factor mecánico o si las propiedades químicas intrínsecas de la prótesis causan esta irritación), por ello debe procurarse cubrirla con peritoneo para evitar el contacto visceral.

b) **Microporosas o tipo II:** Ejemplos son el politetrafluoroetileno y el poliéster de vieja generación. Se trata de materiales con poros menores de 75 micrones que no permiten la permeación de macrófagos y fibroblastos, pero sí de las bacterias, por lo que en caso de infección, generalmente es necesario retirarlas para controlar el foco infeccioso. Tienen menor índice de formación de adherencias cuando se ponen en contacto visceral; de cualquier modo no es aconsejable su uso en campos quirúrgicos contaminados.

c) **Mixtas o tipo III:** Coexistencia de macro y microporos, por lo tanto, comparten las ventajas y desventajas de ambos tipos.

d) **Orgánicas o tipo IV:** Estas prótesis biológicas se han diseñado para uso en heridas contaminadas. Ejemplos de estas mallas son: 1) Las fabricadas con matriz dérmica acelular (AlloDerm® Life cell, Allomax® Bard Davol/Tutogen, Flex HD® Ethicon). Esta matriz dérmica acelular ha sido utilizada para el reemplazo de fascia deficiente, para la restauración de la continuidad de la pared abdominal y para el refuerzo de las reparaciones autógenas. Esta matriz regenerativa sirve como un andamio no antigenico, pues se trata de una placa de matriz extracelular intacta que preserva canales vasculares, que favorece el crecimiento del tejido y la rápida revascularización. Esto protege al material protésico de la infección y mantiene su fuerza tensil. Se obtiene de cadáveres y se procesa para remover tanto la epidermis como los componentes celulares de la dermis. Algunos estudios lo han utilizado en la reconstrucción de paredes abdominales con grandes defectos, con excelentes resultados y baja morbilidad. Se ha utilizado en combinación con la técnica de separación de componentes, así como reparaciones autógenas con flaps miofasciales.⁵ 2) La malla de mucosa intestinal por-

cina (Surgisis® Cook); se trata de un material bioabsorbible, fabricado a partir de matriz extracelular de submucosa intestinal porcina. Su indicación principal ha sido utilizarla en pacientes con hernias incisionales y con riesgo elevado de infección del sitio quirúrgico o con dehiscencia de la herida quirúrgica. Su ventaja es la baja probabilidad de infección debido a su actividad antibacteriana, aunado a que no requiere de su extirpación si ocurriera exposición de la misma por dehiscencia de la herida. Ha mostrado ser segura, utilizándola tanto en heridas limpias, como limpias contaminadas y contaminadas. Sin embargo, se requieren más estudios para valorar si a largo plazo los resultados en cuanto a recurrencia son similares a los obtenidos con materiales protésicos permanentes.⁶ 3) Colágena dérmica porcina: Permacol® Covidien, Strattec® Life cell, Collamend® Bard Davol, Xenmatrix® Bard Davol. 4) Dermis fetal bovina: Surgimend® TEI Biosciences. 5) Pericardio de bovino: Tutopatch® Tutogen Medical, Veritas® Synovis.⁷

La Segunda clasificación es de acuerdo a los componentes del material, que los cataloga como:

1) *No absorbibles o totalmente sintéticas.* Materiales unicapa, permanentes en la integración de la cicatriz.

2) *Con capa de material absorbible.* Los avances más recientes en cuanto a materiales protésicos incluyen la fabricación de *mallas parcialmente absorbibles y recubiertas*, las cuales disminuyen la respuesta inflamatoria del huésped y teóricamente reducen la frecuencia de recurrencia y de dolor crónico asociado a la contracción de la malla. Ejemplos de estas mallas incluyen la C-Qur® (Atrium Medical) que está fabricada de polipropileno de peso medio (50-85 g/m²) y recubierta por una preparación de ácidos grasos omega-3. La Glucamesh®, también fabricada de polipropileno de peso medio (50 g/m²) y recubierta de un carbohidrato complejo (beta glucano de avena). La Timesh®: fabricada de polipropileno de peso bajo (16 g/m²) recubierta con titanio. Esta cualidad les permite ser de baja densidad: ligeras o ultraligeras.

3) *Totalmente absorbible.* Como ejemplo tenemos la malla totalmente conformada por hebras de poliglactina 910 (Vycril®, Johnson & Johnson) con absorción a los 60-90 días.

La Tercera clasificación considera la *cantidad final de material protésico* que queda incluido dentro de la cicatriz:

1) Mallas de *alta densidad o pesadas*. La colocación de una malla con la consecuente respuesta inflamatoria puede llevar a la formación de una cicatriz rígida con pérdida de la elasticidad y la distensibilidad de la pared abdominal. Este es el tipo de material más utilizado en el mercado. Induce durante su integración al huésped una reacción inflamatoria intensa y crónica, con gran fibrosis, y por su característica de ser un material hidrofóbico, termina siendo encapsulado. Aporta 6 a 7 veces la resistencia necesaria, por lo que se considera que se encuentran dentro de límites suprafisiológicos.

El peso promedio es de 95 a 110 g/m². El ejemplo clásico es el polipropileno cristalizado o Marlex®.

2) *Mediana densidad:* Aquellas con peso promedio entre 45 y 90 g/m². Un ejemplo de este material es el polipropileno convencional o Prolene®.

2) *Baja densidad.* El uso de mallas de bajo peso, que tienen un peso promedio entre 35 y 38 g/m² con reducción en el contenido de polipropileno y poros de mayor tamaño, ha demostrado reducir la inflamación, así como tener una mejor integración a los tejidos circundantes. Clínicamente, esto puede traducirse en disminución en el dolor crónico, parestesias y mejoría en la distensibilidad de la pared abdominal.⁷ Ejemplos de estas mallas incluyen VYPRO II® y ULTRAPRO® (Johnson & Johnson), materiales formados por delgados filamentos de Vycril (poliglactina 90) y Prolene (polipropileno) o Monocryl (Poliglecaprone 25) y Prolene. Estos filamentos son parcialmente absorbibles, debido a su composición, que incluye 50% de vicryl o monocryl. Son materiales macroporosos, lo cual induce una mejor integración a los tejidos y una reducción cercana al 70% del cuerpo extraño implantado. Otro ejemplo, es el nuevo poliéster o poliéster de última generación (Parietex®) que es un material macroporoso e hidrofílico (permite la integración sin encapsulación) con peso por debajo de 35 g/m².

Y la Cuarta clasificación, que hace alusión a la posibilidad de contacto visceral:

1) Mallas que *No* deben ser colocadas en contacto visceral.

El material protésico debe separarse de las vísceras abdominales para evitar las adherencias a la malla que pueden ser firmes y difíciles de disecar. Cuando se generan adherencias entre las vísceras y el material protésico se puede producir erosión, fistulas y en algunos casos obstrucción intestinal, complicaciones que se relacionan con una considerable morbilidad y mortalidad.^{8,9}

Estudios actuales en modelos animales han demostrado que las adherencias y las características de las mismas, generadas por las mallas, varían de acuerdo al material del cual están hechas.

Se le ha nombrado índice de adhesión a la capacidad que tiene la malla para generar adherencias. Kiudelis propone una escala, tomando en cuenta cuatro parámetros. El primero es el área de la malla que se cubre de adherencias en porcentaje, el segundo es el grado de vascularización de las adherencias, el tercero es el grosor de las mismas y el último la fuerza de las adherencias. La sumatoria de los puntos indica el índice de adhesión, tomando el 0 como el valor mínimo y el 12 como valor máximo^{10,11} (Cuadro 1).

Las mallas de MERSILENE Y PROLENE se cubren de adherencias hasta en un 75% de su superficie; estas adherencias suelen ser firmes y vascularizadas y requieren para separarlas de una disección mayor.

Cuadro 1. Índice de adhesión de diversos tipos de mallas (Según la escala de Kiudelis de 0-12).	
Proceed®	2.75
Mersilene	9.20
Vypro®	9.70
Prolene	9.50

La malla PROCEED® se cubre de adherencias en cantidad variable entre uno y 25% de la superficie y se ha observado que son del tipo de adherencias no vascularizadas o poco vascularizadas, y que se separan con facilidad con una disección romana, manual.¹²

2) Mallas que se colocan en forma intraperitoneal. Aceptando que los mejores resultados se obtienen cuando se utiliza material protésico, existen diversos tipos de mallas que buscan cubrir los defectos aponeuróticos, sin adherirse a los órganos intraabdominales, pero con adecuada integración a los tejidos de la pared. Estas mallas, por lo tanto, pueden tener contacto visceral y son conocidas como *bicapa o separadoras de tejidos*.

No hay que olvidar que el objetivo de las plastias de pared, es la restauración de la integridad de la pared abdominal con continuidad miofascial y sin tensión, para recuperar así las características fisiológicas de la pared. Esto le permite al paciente la reincorporación a sus actividades con una adecuada calidad de vida.

Con el objetivo de minimizar las complicaciones y mejorar los resultados, se ha iniciado la experiencia con mallas que pueden ser puestas de forma intraabdominal o intraperitoneal. Estas mallas, además de tener una cobertura temporal protectora para el contacto visceral, mientras que se integran adecuadamente a la matriz tisular, tienen la ventaja teórica de disminuir la recurrencia de la hernia, puesto que los vectores de la presión intraabdominal y la contracción muscular se distribuyen radialmente sobre la pared abdominal y no directamente sobre los puntos de fijación de la malla, cumpliéndose así los criterios de Stoppa.

Para la colocación intraabdominal o intraperitoneal existen en el mercado diversas mallas, entre ellas:

a) e-PTFE (Dualmesh®), la malla doble Gore-Tex tiene dos superficies: la primera es lisa (microporos de 3 mm) hecha de ePTFE y la segunda es rugosa (microporos de 22 mm). Fue diseñada para colocar su superficie lisa hacia los órganos intraabdominales. Se puede obtener en 2 presentaciones: una es una hoja sólida y la otra está perforada para permitir mayor incorporación a los tejidos, esta formulación extendida (ePTFE), tiene baja incidencia de erosión de vísceras, oclusión intestinal, formación de fistulas enterocutáneas, formación de abscesos y de formación de adherencias, porque al ser colocada es rápidamente recubierta por mesotelio.⁷ Recientemente se ha incorporado plata y clorhexidina en el ePTFE, para añadirle propiedades antimicrobianas.¹³

b) *Polipropileno con recubrimiento de carboximetilcelulosa y hialuronato* (Sepramesh®), que es un material protésico con doble componente: polipropileno macroporoso en un lado con hialuronato de sodio y carboximetilcelulosa del otro lado. Fue diseñado para proteger las vísceras intraabdominales y la formación de adherencias durante el periodo crítico de remesotelización en la primera semana postquirúrgica. La porción absorbible se convierte en un gel en 48 horas, permanece sobre la malla por aproximadamente 7 días y posteriormente es degradado en 28 días.¹³

c) *Poliéster y polipropileno con colágeno y recubrimiento de polietilenglicol y glicerol* (Parietex Composite®, Parietene Composite®), son mallas compuestas de multifilamento de poliéster con recubrimiento absorbible de atelocolágeno tipo I oxidada de bovino. Esta última, a su vez, cubierta por una capa absorbible y antiadherente de polietilenglicol y glicerol. El polietilenglicol es un hidrogel que disminuye la adherencia de los tejidos y el glicerol es un lípido hidrofóbico. La cubierta de colágeno promueve el crecimiento de colágeno al incrementar la capacidad hidrofílica del poliéster y disminuir la reacción fibrosa. El colágeno, polietilenglicol y glicerol se reabsorben en 3 semanas. Parietene Composite® consiste del mismo recubrimiento sobre polipropileno.¹³

d) *Polipropileno-polidioxanona con cubierta de celulosa oxidada* (Proceed®). La malla Proceed® es un material protésico, formado de tres capas, que cuenta con las siguientes características:

1. Capa de polipropileno: Éste es un monofilamento, el cual confiere durabilidad, fuerza y flexibilidad a la malla, además de una integración excelente del tejido a la misma, lo cual genera un reforzamiento de la pared abdominal.

2. Capa de celulosa oxidada regenerada que minimiza la adhesión a los tejidos. Es un material de origen no animal.

3. Polidioxanona absorbible, que promueve una unión flexible y segura entre la malla y la capa de celulosa.

Esta bicapa es considerada como prótesis ligera, ya que contiene una menor cantidad de material extraño, pues la celulosa se absorbe por completo de 7 a 14 días posterior a su colocación, dejando únicamente el filamento de polipropileno peritonizado (ya que también las fibras de polidioxanona se absorben). Este esqueleto de fibras de monofilamento favorece un tejido de cicatrización flexible y por lo tanto una fuerte incorporación del mismo a los tejidos.

Otra característica de esta malla es que resiste la colonización bacteriana por tratarse de un material macroporoso que permite el flujo libre de líquidos a través de ella, incluyendo células como los macrófagos para evitar o resistir la infección. Su maleabilidad permite que se adapte fácilmente a la anatomía y una vez que se conoce la técnica quirúrgica, es de fácil colocación.¹⁴ Sus características la convierten

en un material protésico útil y seguro, que puede colocarse de forma intraperitoneal para la reparación de los defectos de la pared abdominal.^{13,15}

Estudios experimentales realizados en ratas han demostrado que no existe diferencia en la incidencia de infección con los diferentes tipos de mallas y se documentó que las mallas que combinan un índice menor de adherencias con una incorporación máxima a los tejidos y fuerza tensil son la Parietex Composite®, Sepramesh® y Proceed®.^{10,11,15,16} Entre éstas se ha evidenciado superioridad en cuanto a menor formación de adherencias y mayor incorporación a los tejidos con la malla Proceed® y la Parietex Composite®. Esta última con mayor retracción y encogimiento en modelos experimentales.¹⁷

RECURRENCIA CON MATERIAL PROTÉSICO

La recurrencia es causa de morbilidad, de estancia intrahospitalaria prolongada, de altos costos para el paciente y la institución y la necesidad de reoperación.

En relación a la fisiopatología de la recurrencia se han descrito varios mecanismos, que de acuerdo a la clasificación propuesta por Awad y colaboradores, se dividen en dos grupos:

1. El primero es aquel que incluye los factores asociados al paciente, como la presión intraabdominal elevada y la calidad de los tejidos.

2. El segundo considera los factores técnicos como la retracción lateral de la malla por fijación inadecuada o mala colocación y la falla en detectar la presencia de otra hernia en el campo quirúrgico.¹⁸ Otros autores identificaron como factores asociados a la recurrencia: el tamaño de la hernia, el tipo de cirugía (electiva o urgencia), la presencia de una malla colocada en un procedimiento previo y la infección del sitio quirúrgico.^{19,20}

La recurrencia es la complicación más frecuente y puede presentarse posterior a cualquier tipo de reparación: 1. Plastia con colocación de la prótesis, cubriendo el defecto más un perímetro de 3 a 5 cm de aponeurosis sana alrededor de éste (onlay), 2. Plastia con malla como injerto aponeurótico cubriendo exclusivamente el defecto con la prótesis fijada a los bordes del mismo (inlay), 3. Plastia con colocación de la malla en forma subaponeurótica, por ejemplo intraperitoneal con contacto visceral o retrorrectal (Rives-Stoppa) o preperitoneal y 4. La técnica «sandwich» con colocación de una malla intraperitoneal o retrorrectal o preperitoneal y una segunda de localización supra-aponeurótica.²¹ Sin embargo, la mayor recurrencia ocurre cuando se utiliza la técnica «inlay», por lo que no es recomendada. Algunas series se muestran optimistas en relación a la técnica de «sandwich» sin que existan aún estudios concluyentes.

La infección de la herida quirúrgica es otra complicación que puede modificar la evolución del paciente y favorecer

la recurrencia. Se define como infección superficial aquella que afecta la piel o el tejido celular subcutáneo, y como profunda, la que afecta la fascia o el músculo. La incidencia reportada en la literatura es del 1 al 9% y los factores de riesgo identificados son: la presencia de infección de la herida en el preoperatorio, el tabaquismo, el uso crónico de esteroides, la insuficiencia cardiaca congestiva, la resección intestinal o enterotomía, un procedimiento de emergencia, el tiempo quirúrgico prolongado y la estancia intrahospitalaria. El uso de material protésico, aunque se ha considerado factor de riesgo para infección de la herida por algunos autores, no demostró en un análisis retrospectivo realizado de 1,505 pacientes ser un factor predictivo de infección del sitio quirúrgico.²²

INFECCIÓN ESTABLECIDA Y MATERIAL PROTÉSICO

Se sabe que la infección con material protésico se documenta del 0 al 5% de los casos.

La fisiopatología de la infección es la siguiente:

1) La bacteria entra a la herida quirúrgica y produce una sustancia adhesiva (adhesina), designada como componente de la superficie microbiana de las moléculas adhesivas de la matriz, que reconoce y se adhiere a la fibronectina, fibrinógeno y colágeno presentes en los fluidos del huésped.

2) La superficie del material protésico posee sitios de enlace con elementos vivos que forma, así, una película glicoproteína disponible para la célula y la bacteria.

3) La bacteria comienza a nutrirse de los fluidos y forma una película polisacárida, la cual en asociación con detritus la obliga a permanecer en contacto con el tejido huésped y la prótesis; se produce así una capa alrededor de la bacteria a la cual los antibióticos no pueden acceder.

La ecuación necesaria para producir infección requiere que la bacteria y algo inerte o muerto provean el sustrato en el cual los microorganismos puedan sobrevivir durante las primeras horas de la contaminación. Los biomateriales y los tejidos desvitalizados son sustratos pasivos que pueden contribuir al desarrollo bacteriano.

Se ha visto que una vez que se instala la infección, sí influye el tipo de material protésico utilizado. Las mallas tipo I (macroporosas) son las que se asocian con menor frecuencia a procesos infecciosos, ya que el diámetro de su poro permite el paso de los macrófagos, el flujo libre de líquido a través de la misma, la angiogénesis y fibrosis. Las mallas tipo II (microporosas) y las tipo III (macroporosas con componentes microporosos) pueden asociarse a la infección en un porcentaje tan alto como el 50%.⁴ Otros factores de riesgo para infección son enfermedades sistémicas como la diabetes mellitus, las neumopatías y la presencia de contaminación durante la cirugía.

En el caso de las plastias abdominales para hernias ventrales, aún no se tienen estudios concluyentes en cuanto a la profilaxis antimicrobiana, por lo que permanece como tema de controversia. Con respecto al uso de mallas en cirugía contaminada existe debate, pues la recomendación es no utilizar mallas en cirugía contaminada por el riesgo de infección; sin embargo, existen reportes de uso de material protésico y cirugía intestinal durante el mismo tiempo quirúrgico en pacientes seleccionados, con resultados exitosos.²³

En casos de fuerte contaminación o infección, está contraindicada la colocación de una prótesis.

La infección de la malla puede presentarse incluso años después de la colocación, y en estos casos parece no tener correlación con la administración de profilaxis con antibióticos ni con la infección superficial de la herida.^{24,25}

SEROMA Y MATERIAL PROTÉSICO

La formación de seromas postoperatorios relacionados con el uso de prótesis es causada por la reacción inflamatoria al material extraño y el espacio muerto creado entre la malla y los tejidos, secundario a la extensa disección para la búsqueda de bordes aponeuróticos sanos. Cuando se trata de una malla macroporosa que permite el flujo del líquido a través de ella o una que se integra satisfactoriamente a los tejidos por fibrosis acelerada eliminando el espacio muerto, es menos probable la formación del seroma. La incidencia de esta complicación se reporta entre el 1 y 10% de los casos. El riesgo del seroma se puede reducir considerablemente, evitando el contacto del material protésico con el tejido subcutáneo adiposo, que sucede cuando la malla se coloca preperitoneal, retroaponeurótica o intraperitoneal. Cuando se realizan disecciones extensas entre el plano aponeurótico y la grasa subcutánea es necesario colocar drenajes para evitar la acumulación del líquido.

CONCLUSIONES

La plastia primaria utilizada antes de 1960 se asociaba a un inaceptable porcentaje de recurrencia tan alta como el 60%.

En los últimos veinte años, se introdujeron diversos tipos de materiales protésicos para llevar a cabo la reparación de los defectos de la pared abdominal sin tensión, con los cuales se ha logrado disminuir la recidiva de la hernia hasta un 5% (dependiendo de la serie consultada) y con mejores resultados a largo plazo.²⁶⁻²⁹

Las mallas han sido ampliamente aceptadas desde su introducción; incluso para la reparación de defectos pequeños, se reportan mejores resultados cuando se utiliza una malla si el defecto fascial es mayor de 2 cm.³⁰ Por ello se ha visto un drástico incremento en el uso de materiales protésicos para las hernioplastias, de menos de 2% en la década de los noventa, hasta un 60 a 95% en la actualidad, ya que las técnicas con materiales protésicos están asociadas a mejores resultados. Sin embargo, es importante estar conscientes de la posibilidad de complicaciones, como la formación de seromas, hematomas y necrosis de los tejidos en casos de disección extensa.

Cuando existen grandes defectos de la pared abdominal, primarios o secundarios a procedimientos previos (hernias incisionales), la reparación representa un gran reto, en especial en aquellos pacientes que han sido sometidos a múltiples cirugías abdominales e intentos de reparación. Esto ha generado la intensa búsqueda del material protésico ideal, que no existe hasta ahora. Se dispone actualmente de una gran variedad de mallas para la reparación de los defectos de la pared abdominal y el cirujano tiene la obligación de conocer las características de las innovaciones dentro de este arsenal terapéutico y de escoger la mejor opción para su paciente.

REFERENCIAS

1. Read RC. Milestones in the history of hernia surgery: Prosthetic repair. *Hernia* 2004; 8: 8-14.
2. Earle DV, Mark LA. Prosthetic material in inguinal hernia repair: how do I choose? *Surg Clin N Am* 2008; 88: 179-201.
3. Cobb WS, Peindl RM. Mesh terminology. *Hernia* 2009; 13: 1-6.
4. Amid PK. Classification of biomaterial and their related complication in abdominal wall hernia surgery. *Hernia* 1997; 1: 15-21.
5. Hultman SC, Craft CM. Complex abdominal wall reconstruction with acellular dermal matrix. *Op Tech Gen Surg* 2006; 8(4): 207-15.
6. Awad SS, Yallalampalli S, Srour AM, Bellows CF, Albo D, Berger DH. Improved outcomes with the Prolene Hernia System mesh compared with the time-honored Lichtenstein on-lay mesh repair for inguinal hernia repair. *Am J Surg* 2007; 193: 697-701.
7. Gray SH, Hawn MT, Itani KMF. Surgical progress in inguinal and ventral incisional hernia repair. *Surg Clin N Am* 2008; 88: 17-26.
8. Kaufman Z. Fecal fistula: A late complication of marlex mesh repair. *Dis Colon & Rectum* 1981; 24: 543-544.
9. Leber G. Long-term complications associated with prosthetic repair of incisional hernias. *Arch Surg* 1998; 133: 378-382.
10. Rasim, Zafer M et al. Comparison of adhesion formation and tensile strength after three laparoscopic herniorrhaphy techniques. *Surgical Laparoscopy & Endoscopy* 1997; 7(2): 133-136.
11. Kiudelis M, Joncianuskiene O. Effects of different kinds of meshes on postoperative adhesion formation in New Zealand White rabbit. *Hernia* 2007; 11: 19-23.
12. Baykal A. Effects of polyglycolic acid and polypropylene meshes on postoperative adhesion formation in mice. *World J Surg* 1997; 21: 579-583.

13. Doctor HG. Evaluation of various prosthetic materials and newer meshes for hernia repairs. *J Min Access Surg* 2006; 3: 110-6.
14. Becker S. *Essentials of surgery*. Saunders Elsevier, Philadelphia. 2006: 146-155.
15. Hutchinson RW, Chagnon M, Divilio LT. Pre-clinical abdominal adhesion studies with Proceed surgical mesh. *Business Briefing. Global Surgery* 2004: 1-4.
16. Burger J W, Halm JA, Wijsmuller AR, ten Raa S, Jeekel J. Evaluation of new prosthetic meshes for ventral hernia repair. *Surg Endosc* 2006; 20: 1320-1325.
17. Judge TW, Parker DM, Dinsmore RC. Abdominal wall hernia repair: a comparison of Sepramesh and Parietex Composite Mesh in a rabbit hernia model. *Am Coll Surg* 2007; 204: 276-281.
18. Awad ZT, Puri V, LeBlanc K, Stopa R, Fitzgibbons RJ Jr, Iqbal A, Filipi CJ. Mechanisms of ventral hernia recurrence after mesh repair and new proposed classification. *Am Coll Surg* 2005; 201: 132-140.
19. Espinosa-de-Los-Monteros A, de la Torre JL, Ahumada LA, Person DW, Rosenberg LZ, Vásquez LO. Reconstruction of the abdominal wall for incisional hernia repair. *Am J Surg* 2006; 191: 173-177.
20. Yaghoobi A. Outcomes of the Rives-Stopa technique in incisional hernia repair: ten years of experience. *Hernia* 2007; 11: 25-29.
21. Bleichrodt RP, Malyar AW, de Vries Reilingh TS, Buyne O, Bonenkamp JJ, van Goor H. The omentum-polypropylene sandwich technique: an attractive method to repair large abdominal-wall defects in the presence of contamination or infection. *Hernia* 2007; 11: 71-74.
22. Finan KR, Vick CC, Kiefe CI, Neumayer L, Hawn MT. Predictors of wound infection in ventral hernia repair. *Am J Surg* 2005; 190: 676-681.
23. Hernández LA. Tratamiento simultáneo de plástia de pared con malla y cierre intestinal. *Cir Gen* 2004; 26(4): 242-247.
24. Delikoukos S, Tzovaras G, Liakou P, Mantzos F, Hatzitheofilou C. Late-onset deep mesh infection after inguinal hernia repair. *Hernia* 2007; 11: 15-17.
25. Sakorafas GH et al. Repair of ventral and incisional hernias using modifications of the Rives-Stopa technique. *Prob Gen Surg* 2002; 19: 51-58.
26. Zinner MJ. *Maingot operaciones abdominales*. Editorial Médica Panamericana, Madrid. 1998: 441-534.
27. Barbaros U, Asoglu O. The comparison of laparoscopic and open ventral hernia repairs: a prospective randomized study. *Hernia* 2007; 11: 51-56.
28. Catena F, Ansaldi L. Use of porcine dermal collagen graft (Permacol) for hernia repair in contaminated fields. *Hernia* 2007; 11: 57-60.
29. Fisher JE. *Mastery of surgery*. Lippincott Williams & Wilkins, 5th ed. Philadelphia. 2007: 1923-1931.
30. Alder AC, Alder SC, Livingston EH, Bellows CF. Current opinions about laparoscopic incisional hernia repair: a survey of practicing surgeons. *Am J Surg* 2007; 194: 659-662.