

ACEVEDO F., ALBERTO

Mallas sintéticas irreabsorbibles: Su desarrollo en la cirugía de las hernias abdominales
Revista Chilena de Cirugía, vol. 60, núm. 5, octubre, 2008, pp. 457-464
Sociedad de Cirujanos de Chile
Santiago, Chile

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=345531932017>



Revista Chilena de Cirugía,
ISSN (Versión impresa): 0379-3893
editor@cirujanosdechile.cl
Sociedad de Cirujanos de Chile
Chile

ARTÍCULOS DE REVISIÓN

Mallas sintéticas irreabsorbibles: Su desarrollo en la cirugía de las hernias abdominales*

Not absorbable synthetic mesh for the repair of groin hernia

Dr. ALBERTO ACEVEDO F.¹

¹Programa de Cirugía Mayor Ambulatoria del CRS Cordillera Oriente. Universidad de Chile, Facultad de Medicina. Santiago, Chile.

INTRODUCCIÓN

La necesidad de reforzar la pared abdominal para el manejo quirúrgico de las hernias y eventraciones se hizo evidente desde los inicios de la cirugía moderna¹. En un largo proceso se probaron autoinjertos, homoinjertos, heteroinjertos así como diversas prótesis metálicas para el tratamiento de los defectos de la pared abdominal, pero no ha sido hasta épocas recientes en que el desarrollo de materiales sintéticos plásticos ha permitido un avance definitivo en este campo.

Para Ponka², la introducción de un material extraño en los tejidos orgánicos desencadena reacciones de tres tipos: destrucción o lisis, incorporación o tolerancia y rechazo o eliminación. Aun no disponemos de la prótesis ideal que sea incorporada sin un grado variable de rechazo.

Respuesta tisular al material protésico

Nuestros conocimientos de la respuesta del huésped al la instalación de una prótesis se deben a las experiencias exitosas de Voorhees³, que describió la respuesta cicatricial que se lleva a efecto en la interfase tejido/prótesis y que depende de las condiciones de la prótesis y de la naturaleza del tejido del huésped. Por el lado del huésped son importantes el estado nutricional, la respuesta del

sistema inmunitario y la existencia de patologías concomitantes. Por el lado de la prótesis interesa el material con que se construyó, el tipo de fibra utilizada, su densidad (peso), el tamaño de sus poros, su carga eléctrica y la textura del implante. Es sabido, por ejemplo, que un tamaño grande (100 micrones) de los poros determinará el crecimiento del tejido colágeno entre las fibras del implante, mientras que poros pequeños (5 micrones) no lo harán posible.

La cascada de eventos involucrados en la cicatrización tras una acción quirúrgica se ve modificada al implantar una prótesis⁴.

Inmediatamente de instalada una gran cantidad de proteínas sanguíneas, como fibrinógeno, albúmina e inmunoglobulina G, se adsorben a la superficie del injerto en la forma de una membrana proteica determinando ajustes locales que dependerán también de las propiedades del material protésico. Una consecuencia de ello es que la interacción de estas proteínas con las plaquetas y células inflamatorias sanguíneas la que será variable para las diferentes prótesis.

La adherencia de las plaquetas a la interfase se produce precozmente las que son activadas a liberan numerosas sustancias biológicamente activas que atraen más plaquetas y otras células y activan el depósito de fibrina. El factor de creci-

* Recibido el 14 de Agosto de 2007 y aceptado para publicación el 25 de Abril del 2008.

Correspondencia: Dr. Alberto Acevedo F.

Las Torres 5100, Peñalolén, Santiago, Chile

E-mail: aacevedof@gmail.com

miento liberado de los alfa gránulos de las plaquetas activadas produce quimiotaxis de fibroblastos y células musculares lisas e inducen su mitosis⁵.

Los leucocitos polimorfonucleares juegan un rol importante en la inflamación. El coágulo de fibrina que recubre la malla atrae a los neutrófilos que se unen a las células endoteliales y se activan atravesando el endotelio capilar. En el subendotelio liberan enzimas proteolíticas que degradan la matriz extracelular, y radicales libres que limpian el tejido de detritos y tejidos mortificados. También pueden adherirse a materiales extraños. Al no poder fagocitar la prótesis los neutrófilos se vuelven activados aumentando su capacidad secretoria.

Los monocitos circulantes son atraídos hacia el sitio de la lesión diferenciándose en monocitos inflamatorios, en macrófagos y en monocitos activados en una proporción diversa según el tipo de fibra sintética implantada. Los monocitos se adhieren también a zonas de daño endotelial y se encuentran en gran número en el intersticio atraídos por numerosas sustancias con una acción quimiotáctica sobre ellos provenientes de la interfase que recubre a la prótesis, de las células endoteliales, de las células musculares lisas y de las plaquetas.

Los macrófagos activados liberan a su vez sustancias que perpetúan la secuencia de respuestas sobre neutrófilos y monocitos y modulan y perpetúan la respuesta celular en la interfase prótesis/sangre/tejido.

Un numeroso grupo de mediadores biológicamente activos, liberados por diversas células afectan la respuesta histoquímica cicatricial ante la presencia de mallas y hacen de este proceso un área de intensa investigación básica⁶⁻¹⁰.

El proceso cicatricial de las mallas

Al momento de posicionar la malla sobre los tejidos se aprecia el depósito de fibrina sobre ella iniciando una cascada de hechos que determinará la afluencia y fijación de células sanguíneas a la malla. Estas células, activadas, liberarán sustancias capaces de producir daño tisular. Estos mismos productos permiten la limpieza y desbridamiento de tejidos muertos o dañados. Se piensa que la presencia de la malla acentúa la producción de estos productos acentuando su efecto deletéreo sobre los tejidos.

Al momento de su implante, las mallas pueden adsorber microbios de estructura fina y detritos celulares en la interfase, especialmente en los espacios interfibrilares los que quedan, eventualmente, fuera del alcance de los mecanismos de defensa del organismo. Esto viene a explicar algunas infecciones que se desarrollan largo tiempo después de implantada la malla¹¹.

A la semana tras el implante, la población celular está constituida fundamentalmente por fagocitos mononucleares que dan origen a macrófagos residentes. Estas células producen una gran variedad de activadores que intervienen el en proceso cicatricial. En el desarrollo posterior los macrófagos se unen formando células gigantes que son residentes permanentes en la vecindad de las mallas.

Células endoteliales, fibroblastos y células musculares lisas son activadas adquiriendo propiedades migratorias y mitóticas, penetrando en los poros de las mallas e incentivando la síntesis de colágeno y proteoglicanos. La paulatina elaboración del tejido colágeno fijará la malla a los tejidos orgánicos.

A partir de la tercera semana la producción de colágeno se estabiliza y se inicia un proceso reordenación de las fibras que perdura por meses. Como consecuencia de este proceso disminuye la cantidad de colágeno y aumenta la resistencia a la ruptura, la que es siempre menor que la del tejido sano.

Respuesta tisular a las diferentes mallas

Numerosos estudios demuestran que las diferentes mallas de que disponemos en la actualidad tienen una respuesta diferente en el huésped. Ellos provienen principalmente del estudio de las prótesis vasculares realizados en el animal de experimentación.

En la práctica las diferencias entre las prótesis se han establecido a nivel microscópico y por parámetros clínicos.

Tanto en el animal de experimentación como en el humano se ha demostrado que las fibras de la malla de Polipropileno (Marlex®, Prolene®), son incorporadas al huésped por gruesas bandas tejido colágeno de forma helicoidal¹¹. Antes que los fibroblastos, han penetrado por los poros de la malla monocitos y neutrófilos y contribuido a fagocitar y destruir las bacterias y detritos celulares, lo que explica la reputación del PP de ser resistente a las infecciones^{12,13}.

Se ha demostrado que su uso es posible en pacientes con infecciones abdominales graves^{14,15}, observándose una paulatina incorporación de la malla la que finalmente puede quedar "in situ".

La malla de PTFE expandido, con las características del "Soft Tissue Pad", el único que se encuentra disponible en clínica, tiene la apariencia de una lámina, lisa, por ser microporosa. Se ha usado para contener el abdomen frente a infecciones graves¹⁶.

La malla de Polietetrafluoretileno expandido (GoreTex®) estimula la formación de una delgada

capa de tejido colágeno, pero no logra crear una firme adhesión a lo tejidos del huésped y por ello, instalada en los tejidos, es menos notoria para el enfermo y produce menos desconfort que la malla de PP¹⁷.

En forma experimental se ha modificado la distancia internodal de las mallas de PTFE expandido aumentando la distancia entre las fibras a 60 micrones. Se ha logrado en el modelo experimental de cirugía arterial una buena incorporación de la prótesis al huésped y una adecuada cubierta endotelial¹⁸.

La menor reacción tisular, la menor adhesividad de las bacterias a su superficie, y la falta de adherencias a las vísceras hacen al PTFE un material protésico interesante para la reparación de defectos abdominales. Se está llevando adelante una intensa investigación en esta área desarrollando mallas con diferente porosidad.

El Polietileno Tereftalato fue la primera fibra sintética que vino a reemplazar los hilos de lino y de algodón. Con el nombre de Dacron® (DuPont) es la única fibra utilizada en la construcción de prótesis vasculares.

Se la ha utilizado para construir mallas, para ser utilizadas en el tratamiento de las hernias abdominales, bajo el nombre de Mersilene. Es una malla multifilamentosa con una porosidad intermedia y los resultados obtenidos en las hernias y eventraciones son similares a los comunicados para el PP¹⁹. A pesar de desarrollar una placa de tejido colágeno de menor espesor y de su buena tolerancia, se utilizan escasamente en la reparación de hernias en USA.

Hay numerosas mallas disponibles en el mercado y habrá más en el futuro. Cada una provoca una respuesta celular diferente en el huésped con mediadores bioactivos diferentes. Actualmente no parece haber una fibra sintética ideal para ser implantada en los tejidos y se lleva adelante una intensa investigación para avanzar en esta materia.

Mallas sintéticas no absorbibles en el tratamiento de las hernias

Para entender el uso de mallas en el manejo de las hernias abdominales es necesario entender la patogenia de los defectos herniarios. Debemos a Ajabnoor²⁰ y a Friedman²¹, el haber comprobado alteraciones de la distribución del colágeno tipo I (maduro con alta resistencia tensil) y tipo III (inmaduro y con escasa resistencia tensil) en los pacientes con hernia. Entre nosotros, en Chile, el Dr Bórquez²², comprobó las alteraciones morfológicas del colágeno en estos pacientes, que vienen a explicar la elevada tasa de recurrencia observada en las herniorrafias con simple sutura.

Una disminución más notable aún del índice del colágeno I/III observaron Schumpelick y colaboradores en las hernias recidivadas y en las eventraciones, así como una alteración característica de colagenasas y proteínas de la matriz extracelular²³.

La utilización exitosa de las mallas sintéticas en la reparación herniaria se explica por la intensa fibroplasia que produce el material extraño y por la resistencia tensil de las fibras del material sintético empleado en la elaboración de las mallas.

El uso de las mallas tiene, sin embargo, algunos problemas derivados del hecho que ellas son un material extraño que se implanta en el organismo. Estos inconvenientes irán destacándose en los diferentes segmentos de esta presentación.

La Tabla 1 enumera las mallas más utilizadas en nuestro medio. Ellas pueden ser tejidas como una red con gran firmeza en los bordes de corte, o como una lámina de tela, habitualmente de polipropileno, poliéster o politetrafluoretileno.

El gran número de mallas disponibles difieren en sus polímeros básicos, su peso que puede ir de 30 a más de 100 g/m² y el tamaño de sus poros que oscila entre 0,1 y 5 mm. Todo ello involucra considerables diferencias en sus propiedades textiles y mecánicas.

Las mallas fabricadas con monofilamentos, por tener una superficie menor de contacto con el medio, presentan menor adhesividad a las bacterias, pero confieren más rigidez a los tejidos, las multifilamentosas son más suaves, desarrollan una

Tabla 1
MALLAS SINTÉTICAS NO ABSORBIBLES MÁS USADAS EN CIRUGÍA HERNIARIA

Polipropileno (PP)	Marlex (pesada, monofilamento) CP Bard Inc. Prolene (pesada, doble filamento) Ethicon Inc Vypro (liviana, poro grande, multifilamento, asociada a fibras reabsorbibles de Vycryl) Ethicon Inc.
Poliéster (PE)	Ultrapro (similar a la anterior, monofilamentosa, asociada a fibras reabsorbibles de Monocryl) Ethicon Inc.
Politetrafluoretileno	Gore-Tex (parche de tejido denso) WL Gorotex & asociados
Otras	Ivalon Nylon (Muselina) ²⁴

placa de tejido cicatricial más fina, pero son más propensas a las infecciones a las recidivas.

De acuerdo a los estándares internacionales las mallas quirúrgicas se califican considerando el polímero básico, el peso, el tamaño de los poros, su rigidez a la flexión, resistencia a la tracción, entre otras cualidades.

Polipropileno (PP)

Es un derivado del Propano con un peso molecular de 100.000 con una firmeza similar a la del acero, pero con una densidad mucho menor a éste. Se acepta que tiene una considerable estabilidad y durabilidad en contacto con los tejidos. Se utiliza habitualmente como monofilamento el que es bastante rígido, condición que no ha impedido que sea la fibra más utilizada para la construcción de mallas en la actualidad.

Tras su instalación se inicia una relación entre el polímero y el huésped que tiene las características de una inflamación aguda que avanza hacia la cronicidad que involucra la reacción del huésped al cuerpo extraño y los procesos de la cicatrización. En los primeros días tras su instalación se comprueba edema en la superficie de la malla que puede evolucionar hacia la formación de un seroma, motivo por el cual se suele recomendar el drenaje durante los primeros 2 a 7 días post implante.

La rigidez de la malla y la formación de la placa cicatricial suele limitar la movilidad de la pared abdominal con molestias de diversa consideración para el enfermo^{25,26}. Basado en experimentación animal y en estudios clínicos se ha propuesto una malla más liviana y con poros de mayor tamaño consiguiendo disminuir las molestias subjetivas del paciente y mejorar la biocompatibilidad²⁷.

El uso en clínica de las mallas de PP ha permitido reducir la recidiva de las hernias inguinales a cifras inferiores al 1% y de las hernias incisionales a niveles inferiores al 10%. La extensa disección requerida para la colocación de las mallas en las eventraciones determina la formación de hematomas e infecciones en una mayor proporción que lo observado en las rafias fasciales con simple sutura²⁹⁻³².

Las mallas de PP tienen una menor propensión a hacer infecciones y si ellas se producen, en la mayoría de los casos no es necesario extirpar la malla³³.

Poliéster (PE)

Estas mallas son construidas en base a multifilamentos y tienen un tamaño de poro variable lo que las hace más plegables, y con menos memoria. Son de consistencia firme y pueden ser maleables o rígidas, según el tipo tejido utilizado.

Estas mallas se utilizan en forma similar a las de PP, siendo preferidas por los cirujanos franceses aunque actualmente se aprecia en todo el mundo un vuelco hacia las mallas de PP. Por el hecho de ser multifilamentosa se acepta que tienen una mayor propensión a hacer infecciones.

El inconveniente mayor que tienen las mallas de PE es su degradación que se inicia algunos meses después de su instalación y puede llegar a la desintegración total en 10 ó 15 años. Las debilidades de la malla de PE son controversiales ya que no disponemos de series clínicas comparativas para las diferentes mallas. En todo caso, un estudio efectuado en 1998 por Leber puso en evidencia una tasa tan elevada de complicaciones que recomendó la abolición de los implantes con mallas de PE³³.

Politetrafluoretileno (PTFE) (Gore-Tex)

Las mallas de PTFE tienen poros muy pequeños (1 a 6 micrones) y ello determina que se ponen en contacto, pero no se integran al tejido conectivo del huésped. Para que ella se fije con suficiente fuerza al tejido cicatricial se hace necesaria suturar la malla en forma muy estable a los tejidos para evitar la producción de recidivas herniarias. Se han realizado numerosas modificaciones de las mallas para mejorar su adhesividad. La ventaja de ausencia de adherencias permite colocar la malla en contacto con las vísceras, pero predomina la desventaja de la falta de integración a la pared abdominal.

El pequeño tamaño de los poros impide la llegada de los macrófagos a través los pequeños poros y la destrucción de las bacterias que si logran entrar en las fisuras de 1 a 5 micrones. En caso de infección ello obliga a retirar las mallas infectadas.

En la actualidad se construyen mallas que asocian una capa de PP con una PTFE y que se están utilizando en el tratamiento de las hernias³⁴. Estas mallas se colocan en las eventraciones de gran tamaño con su lado PTFE en contacto con las vísceras, y con la superficie de PP en contacto con los tejidos de la pared con la cual establecerá una adherencia firme y estable. Estas mallas se encuentran en una etapa de evaluación clínica.

Características textiles de las mallas

Marlex y Prolene tienen características similares. Son mallas de estabilidad mecánica, y deformabilidad a la tracción. Cada filamento tiene un grosor de 0,2 mm y su peso es de aproximadamente 100g/cm², por lo que deben ser consideradas mallas pesadas. Los poros se pueden calificar como pequeños, porque varían entre 0,1 y 1,6 mm.

Los poros de las mallas de Prolene son mayor tamaño que las de Marlex. Al ser cortadas para adaptarlas a la forma del defecto herniario dejan bordes irregulares que se desflecan escasamente. La alta proporción de poros las hace transparentes lo que facilita su colocación.

Mersilene está constituida por multifilamentos, con un grosor de 0,014 mm. Es una malla blanda, que se deja doblar con gran facilidad y no tiene memoria lo que hace necesario fijarla para que no se arrugue o desplace en la pared abdominal. Su peso es, con 40g/m², menor que el de las mallas de PP. Sus poros miden 85x100 micrones, lo que permite el pasaje de macrófagos y de los fibroblastos y garantiza una buena fijación a los tejidos.

PTFE (GoreTex). Es un polímero que se presenta como una lámina. En 1963, se descubrió una forma para expandirlo de modos que pasa a estar constituido por fibras y poros que permiten una reducida incorporación de colágeno tisular. Los poros de una diámetro de 1 a 6 micrones no permiten, en la práctica una fijación adecuada a los tejidos, los que tienden más bien a encapsular la malla. Puesta en contacto con las vísceras para la reparación herniaria, se hace necesaria su fijación firme a la aponeurosis con puntos de prolén, los que pasan a constituir los puntos a los cuales se adhieren las vísceras.

Mallas modificadas

Vypro (Ethicon Inc). Como todas las mallas fabricadas con fibras sintéticas, el Vypro es trenzado (tejido bordado) para aumentar su flexibilidad e impedir su deshilachamiento. Es una malla multifilamentosa de Prolene que responde a la demanda real de resistencia a la tracción de la pared abdominal. En ella se ha reducido el material no absorbible en 70% en comparación con las mallas de PP tradicionales. La proporción de poros se ha aumentado al 91% y el peso de material sintético se ha disminuido a 22 g/m². Para mejorar su manejo se la ha combinado con poliglactina. Esto ha aumentado la rigidez facilitando su instalación y le ha conferido resistencia a la tracción en el período inicial de su incorporación al tejido.

Los poros, de alrededor de 5 mm favorecen considerablemente la penetración del colágeno al tejido de la malla y por lo tanto su incorporación.

Ultrapro (Ethicon Inc). La diferencia fundamental de la anterior es que se construye en base a monofilamento de PP, es también una malla liviana con un peso de 28 g/m² y poros de 5 - 4 mm. El material sintético reabsorbible constituye aproximadamente el 70% del peso de la malla y contribuye a darle una textura más firme y a facilitar su manejo durante la cirugía. El fino filamento de PP

reduce la interfase malla/huésped disminuyendo la posibilidad de adsorción de residuos titulares y bacterias y por lo tanto el riesgo de infección. La amplitud de los poros mejora la penetración de polimorfonucleares y macrófagos así como de fibroblastos. La placa de tejido colágeno producto de la cicatrización es menor que en las mallas de PP de alta densidad (Prolene ®).

Parietex. Es una malla de PE trenzado, multifilamentosa con un peso de 129 g/m², lo que la hace más pesada que las otras mallas disponibles. Tiene igualmente una proporción menor de poros de un tamaño de 1 a 1,7 mm.

Su ventaja respecto al Mersilén es que ha sido cubierta por una de sus caras con colágeno de bovino lo que permite su uso en contacto con las vísceras abdominales.

Dual Mesh (Goro Tex). Se ha constituido una masa teóricamente ideal para cubrir defectos abdominales con pérdida de sustancia y en las cuales las vísceras quedan expuestas sin posibilidad de interponer tejidos entre ellas y la malla. Se ha logrado adherir una capa de PP trenzado a una capa de PTFE. Estas mallas están en una etapa experimental ya que entre otros aspectos queda por establecer su estabilidad una vez implantada y su mayor tendencia a hacer infecciones graves.

Utilización de las mallas sintéticas no absorbibles en el tratamiento de las hernias

La utilización de material aloplástico para el reforzamiento de la pared abdominal ha permitido bajar las recidivas a menos del 10% en las eventraciones y a menos del 2% en las hernias inguinales más complejas como es el caso de las recidivadas y de aquellas con pérdida de la pared posterior del canal inguinal.

En el caso de los grandes defectos de la pared abdominal el material protésico permite restablecer la continuidad de los planos músculo-aponeuróticos y mejorar la función de la pared abdominal.

Las mallas no permiten el desarrollo de recidivas a través de su estructura misma, éstas se producen habitualmente por una falla en la instalación de la malla en el borde donde se ha suturado la malla a los tejidos, lo que es especialmente notable en las eventraciones.

El uso de las mallas en las hernias en las que los procedimientos fasciales son exitosos es discutible, pero no lo es en aquellas hernias donde las técnicas faciales muestran recidivas en una elevada proporción, como es el caso de las eventraciones de tamaño grande o muy grande y de las hernias inguinales con destrucción de la pared posterior del canal inguinal.

El uso indiscriminado de mallas aloplásticas en las hernias inguinales tiene dos inconvenientes: La acción a largo plazo de las mallas sobre los tejidos, la posibilidad de migración y de daño sobre estructuras vecinas^{35,36}.

Sin dejar de lado la importancia del conocimiento de la anatomía y fisiología de la pared abdominal por el cirujano, así como su experiencia y excelencia en el manejo de las estructuras anatómicas del abdomen, el uso de las mallas pone a su disposición la posibilidad de restablecer la continuidad de la pared abdominal o de reforzar los tejidos debilitados.

Utilización de mallas aloplásticas en la región inguinal

La facilidad de su ejecución así como su corta curva de aprendizaje han puesto de moda la técnica descrita por Lichtenstein en 1986³⁷ y que ha dado origen a un gran volumen de publicaciones dando cuenta de sus ventajas y de la baja frecuencia de recidivas, en manos experimentadas, inferiores al 1% y de una baja frecuencia de dolor inguinal crónico en el postoperatorio³⁸⁻⁴⁰.

La malla más utilizada ha sido la de polipropileno (Prolene, Marlex), que son mallas de monofilamento trenzado, de alta densidad y con poros de 0,4 - 0,5 mm, que inducen una fuerte respuesta cicatricial en el huésped que fija la malla a los tejidos⁴¹.

En los años siguientes se han descrito diversos tipos de malla y desde 1996 se aprecia un marcado interés⁴²⁻⁴⁴, por mallas más livianas y con un tamaño de poros mayor de manera de disminuir la cantidad de material protésico y controlar la producción de tejido colágeno.

También se han desarrollado mallas con formas diversas para reforzar la pared posterior del canal inguinal y el anillo inguinal profundo, así como numerosas técnicas de instalación de éstas, cuya descripción está más allá de los objetivos de esta publicación.

Utilización de mallas aloplásticas en las eventraciones

Hay consenso que sólo las eventraciones con una separación mayor de 4 cm o las que han recidivado deben ser sometidas a una rafia con malla⁴³⁻⁴⁵, apreciándose unanimidad en cuanto a preferir a las mallas de polipropileno sobre las de poliéster por haberse demostrado que estas últimas se ven afectadas por menos infecciones y serosas y por hacer menos recidivas⁴⁶.

Es de destacar el aporte del grupo de la clínica quirúrgica de la RWTH de Aachen que dirige Schumpelick^{23-26,41,43}, en el desarrollo de las mallas

de Prolene® de baja densidad de las que se espera que disminuyan consistentemente las molestias subjetivas de los pacientes con grandes defectos de la pared abdominal.

Dentro de las numerosas técnicas descritas para las eventrorrafias con malla hacemos mención a la denominada "sublay" propuesta por Rives y Flament⁴⁴ y que tendría mejor tolerancia y menos complicaciones que la "onlay"^{30,31,42}.

Las mallas de PP producen una intensa fibrosis y adherencias a los tejidos vecinos, lo que impide que sea un impedimento para ser instaladas en contacto con las vísceras abdominales. Recientemente se ha propuesto una malla "dual" que se llama así porque se construye por la aposición de una capa de PTFE expandido y una de malla de PP. Esta malla puede recubrir extensos defectos de la pared abdominal colocando el lado con PTFE en contacto con las vísceras y el lado con Prolene del lado opuesto, en contacto con los tejidos de la pared abdominal⁴⁶. Estas mallas están saliendo recientemente al mercado y se hace necesario conocer el resultado de su aplicación en series clínicas.

CONCLUSIONES

Las mallas pesadas (Prolene, Marlex y Parietex) producen una reacción inflamatoria considerable. Esto lleva, a la formación de una placa de tejido duro que incomoda al paciente restringiéndolo, ocasionalmente, en sus actividades habituales. Se ha establecido que el peso, el tamaño de los poros y la superficie de las mallas son las condiciones responsables de la respuesta inflamatoria inicial y cicatricial en la etapa avanzada⁴⁷⁻⁴⁹.

Estos inconvenientes son mayores en las hernias o eventraciones de gran tamaño y son menos manifiestas en las hernias de tamaño pequeño o en las inguinales^{48,49}.

La reacción inflamatoria aguda y la magnitud de la placa cicatricial es considerablemente menor tras la implantación de las mallas livianas (Vipro, Ultrapro) que la observada en las pesadas (Marlex, Prolene).

Las mallas ultralivianas son de reciente creación y por lo mismo sólo se han publicado algunos estudios clínicos con un seguimiento reducido y con un escaso número de pacientes. En forma preliminar se describe una mejor tolerancia a las mallas ultralivianas que a las de Prolene⁵⁰ lo que se traduce un menor dolor postoperatorio a largo plazo. Se ha descrito una mayor tendencia a hacer recidivas en las rafias con mallas ultralivianas⁴⁹ por lo cual el productor recomienda fijar la malla a los

tejidos anclándola a 1 cm del borde para evitar al reabsorberse la malla de Vycryl se produzca el desgarro de la malla liviana de PP.

Otros autores, en estudios prospectivos y randomizados, describen dolor y molestias similares tras el uso de Prolene y de Vypro^{52,53} y destacan además que estas últimas producen una mayor proporción de recidivas⁵² que llega a ser altamente significativa en el estudio de O'Duyer y colaboradores⁵³. Este autor destaca igualmente el mayor costo de las mallas ultralivianas.

La recidiva herniaria parece haber disminuido en los últimos años tanto con las técnicas fasciales como con malla en la medida que se desarrollan centros especializados en la cirugía herniaria. El dolor crónico parece ser el inconveniente más grave del postoperatorio, que se hace presente en las herniorrafias abiertas con y sin malla y en las laparoscópicas⁵². La realización de estudios prospectivos, randomizados, tomando en consideración factores de diverso tipo, son imprescindibles para sacar conclusiones más definitivas sobre este tema.

En carta reciente⁵⁴, Uwe Klinge señala la inconveniencia de establecer un método único para el tratamiento de las hernias y manifiesta su inquietud que la recomendación de utilizar sólo el método de Lichtenstein pueda favorecer principalmente a los fabricantes de éstas.

Señala que las mallas ultralivianas, de poro grande, pueden ser mejores que las pesadas de poro chico en los casos en que se utilicen como refuerzo de la pared, pero que no lo son cuando la malla debe sustituir a la pared en defectos herniarios de gran tamaño.

Considera que con el uso de las nuevas mallas las complicaciones se han hecho comparativamente menos frecuentes y por ello muchos cirujanos europeos profieren la técnica más rápida de Lichtenstein. Esto es comprensible desde mi punto de vista, pero se basa más en razones económicas que en observaciones científicas.

Los menores costos, menor curva de aprendizaje y mejores resultados en manos del cirujano general hacen recomendable una técnica con malla, pero donde no exista esta presión financiera el método de Shouldice, puede ser el mejor opción para el paciente.

REFERENCIAS

1. Bartlett WF. An improved filigree for the repair of large defects of the abdominal wall. Ann Surg 1903; 38: 47-61.
2. Ponka JL. Hernia of the abdominal wall. WB Saunders Company, Philadelphia, 1980 pp 534-572.
3. Voorhees AB, Jaretski A, Blakemore AH. He uses of tubes constructed from Vinyon N cloth in bridging arterial defects. Ann Surg 1952; 35: 332-340.
4. Rappoport J, Benavides A, Wurgaff R, Tchernitchin A. Hernias. Rev Chil Cir 1981; 33: 100-102.
5. Woloson SK, Greisler HP. Biochemistry, Immunology, and tissue response to prosthetic material. En Bendavid RE, Abrahamsen J, Arregui ME, Flament JB, Phillips EH. Abdominal wall hernias. Springer-Verlag, NY, 2000 pp 201-207.
6. Bennett NT, Schultz GS. Growth factors and wound healing: biochemical properties of growth factors and their receptors. Am J Surg 1993; 165: 728-737.
7. Greisler HP, Ellinger J, Henderson HC. The effects of an atherogenic diet on macrophage/miometer interaction. J Vasc Surg 1991; 14: 10-15.
8. Petsikas D, Cziperle DL, Lam TM. Dacron induced TGM-B release from macrophages: effects on graft healing. Surg Forum 1991; 42: 326-328.
9. Wingren U, Franzen L, Larson GM. Epidermal growth factor accelerates connective tissue wound healing in the perforated rat mesentery. J Surg Res 1992; 53: 48-54.
10. Brown GL, Richardson JD, Malangoni MA, Tobin GR, Ackerman D. Comparison of prosthetic materials for abdominal wall reconstruction in the presence of contamination and infection. Ann Surg 1985; 201: 705-711.
11. Collier HS, Griswold RA. Repair of direct inguinal hernia without tension. Am Surg 1967; 33: 715-716.
12. Amid PK, Shulman AG, Lichtenstein IL. Selecting synthetic mesh for the repair of groin hernia. Postgrad Gen Surg 1992; 4: 150-155.
13. Walker PM, Langer B. Marlex mesh for repair of abdominal wall defects. Can J Surg 1976; 19: 210-213.
14. Jones JW, Jurgoovich GJ. Polypropylene mesh closure of infected abdominal wall defects. Letter. Am J Surg 1989; 55: 73-76.
15. Brown GL, Richardson JD, Malangoni MA, Tobin GR, Ackerman D. Comparison of prosthetic materials for abdominal wall reconstruction in the presence of contamination and infection. Ann Surg 1985; 201: 705-711.
16. Hamer-Hodges DW, Scott NB. Replacement of an abdominal wall defect using expanded PTFE sheet. J R Coll Surg Edinb 1985; 30: 65-67.
17. Walker PM, Langer B. Marlex for repair of abdominal wall defects. Can J Surg 1976; 19: 211-213.
18. Clowes AV, Kirkman TR, Teidy MA. Mechanisms of arterial grafting. Am J Pathol 1986; 123: 220-230.
19. Wantz GE. Incisional hernioplasty with Mersilene. Surg Gynecol Obst 1991; 172: 129-127.
20. Ajabnoor MA, Mokhtar AM, Rafee AA. Defective collagen metabolism in patients with hernia. Ann Clin Biochem 1992; 29: 430-443.
21. Friedman DW, Boyd CD, Nortpon B. Increase in type III collagen gene expression and protein synthesis in patients with inguinal hernias. Ann Surg 1993; 218: 754-760.
22. Borquez P. Estudio inmunohistoquímico del colágeno tipo II y tipo III en la piel de pacientes con hernia inguinal primaria. Rev Chil Cir 2005; 57: 489-494.

23. Schumpelick V, Klinge U, Klosterhalfen B. Biomaterials for the repair of abdominal wall hernias, en Fitzgibbons RJ, Greenburg AG. Nyhus and Condon's. Hernia, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2002, pp 551-565.
24. Valenzuela R, San Martín J, Abarca J, Toro P, Radich P. Evaluación de una nueva malla protésica para la reparación de hernias. Rev Chil Cir 1995; 47: 586-592.
25. D, King LT, Weems C. Retrorectus prosthetic mesh repair in middle abdominal hernia. Am J Surg 1997; 173: 445-449.
26. Müller M, Klinge U, Conze J. Abdominal wall compliance after Marlex mesh implantation for incisional hernia repair. Hernia 1998; 2: 113-117.
27. Schumpelick V, Klosterhalfen B, Müller M. Minimierte Polipropilen Netze zur präperitonealen Netzplastik (PNP), eine prospektive randomisierte Studie. Chirurg 1999; 70: 422-430.
28. Amid P. Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery. Hernia 1995; 5-8.
29. Schumpelick V, Klinge U. Intermediate follow-up results of sublay polypropylene repair in primary and recurrent incisional hernias, en Schumpelick V, Kingsnorth AN. Incisional hernia, Springer-Verlag, Berlin 1999; pp 315-326.
30. Rappoport J. Prótesis y cirugía. Tercera Parte: reparación de la pared abdominal con prótesis de Polipropileno. Rev Chil Cir 1993; 45: 296-301.
31. De la Cuadra R. Alternativas en el implante de malla en las hernias incisionales. Rev Chil Cir 1999; 51: 643-646.
32. McLanahan D, King LT, Weems C, Novotney M, Gibson F. Retrorectus prosthetic mesh repair of midline abdominal hernias. Am J Surg 1997; 173: 445-449.
33. Leber GE, Garb JL, Alexander AI. Long-term complications associated with prosthetic repair of incisional hernias. Arch Surg 1998; 133: 378-383.
34. Bellon JM, Contreras, Bujan J. Experimental assay of a dual mesh PTFE prosthesis on the repair of abdominal wall defects. Biomaterials 1996; 17: 2367-2372.
35. LeBlanc KA, Booth BW, Whitaker JM, Baker D. In vitro study of mesh implanted over the inguinal ring and external iliac vessels in uncastrated pigs. Surg Endosc 1998; 12: 247-251.
36. Uzzo R, Lemack G, Morrissey K, Goldstein M. The effects of mesh bioprothesis on the spermatic cord structures: a preliminary report on a canine model. J Urol 1999; 161: 1344-1349.
37. Lichtenstein IL, Shulman AG, Amid PK. The tension free hernioplasty. Am J Surg 1989; 157: 188-193.
38. Barnes JP. Inguinal hernia repair with routine use of Marlex mesh. Surg Gynecol Obst 1987; 165: 33-37.
39. Capozzi JA, Berkenfield JA, Cherry JK. Repair of inguinal hernia in the adult with Prolene mesh. Surg Gynecol Obst 1988; 167: 122-128.
40. Beltrán M, Burgos C, Paredes M, Martínez H, Larenas R. Resultados y seguimiento alejado de la hernioplastía de Lichtenstein: Aplicación de un instrumento cualitativo y cuantitativo de medición. Rev Chil Cir 2005; 57: 320-329.
41. Amid PK, Shulman AG, Lichtenstein IL, Hakakha M. Biomaterials for abdominal wall hernia surgery and principles of their application. Langenbecks Arch Chir 1993; 379: 168-171.
42. Yunge K, Klinge U, Prescher A, Giboni P, Niewiera M. Elasticity of the anterior abdominal wall and impact of reparation of incisional hernias using mesh implants. Hernia 2001; 5: 113-118.
43. Klinge U, Klosterhalfen B, Müller M, Schumpelick V. Foreign body reaction to meshes used for the repair of abdominal wall hernias. Eur J Surg 1999; 165: 665-673.
44. Flament JB, Avisse C, Palot JP, Delattre JF. Biomaterials. Principles of implantation. En Schumpelick V, Kingsnorth A. Management of abdominal hernias. Springer Verlag, Berlin, 1999. pp 223.
45. Luijendichk RW, Hop WCJ, van den Tol P. A comparison of suture repair with mesh repair for incisional hernias. New England J Med 2000; 343: 393-398.
46. Simmernacher RKJ. Polytetrafluorethylene Repair of incisional hernia: Development and results. En Schumpelick V, Kingsnorth A. Management of abdominal hernias. Springer Verlag, Berlin, 1999. pp 335-343.
47. Cobb WS, Kersher KW, Heniford BT. The argument for lightweight Polypropylene mesh in hernia repair. Surg Innov 2005; 12: T1-T7.
48. Klinge U, Klosterhalfen B, Conze J. A modified mesh for hernia repair adapted to abdominal wall physiology. Eur J Surg 1998; 164: 951-960.
49. Klinge U, Klosterhalfen B, Schumpelick V. Vipro®: a new generation of Polypropylene mesh. En Bendavid R, Abrahamson J, Arregui ME, Flament JB, Phillips EH eds. Abdominal wall hernias. Principles and management. N Y, Springer Verlag, 2001: 286-291.
50. Akolekar D, Kumar S, Khan LR, de Beaux AC, Nixon SJ. Comparison of recurrence with lightweight polypropylene mesh and heavyweight mesh in laparoscopic totally extraperitoneal inguinal hernia repair. Hernia 2008; 12: 39-43.
51. Paajanen H. A single-surgeon randomized trial comparing three composite meshes on chronic pain after Lichtenstein hernia repair in local anesthesia. Hernia 2007; 11: 335-339.
52. O'Dwyer PJ, Kingsnorth AM, Molloy RG, Small PK, Lammers B. Randomized clinical trial assessing impact of lightweight or heavyweight mesh on chronic pain after inguinal hernia repair. Brit J Surg 2005; 92: 166-170.
53. Berndsen FH, Petersson U, Arvidsson D, Leijonmarck CE, Rudberg S. Discomfort five years after laparoscopic and Shouldice hernia repair: a randomized study after 867 patients. A report from SMIL study group. Hernia 2007; 11: 307-313.
54. Klinge U. Comunicación personal, Abril 2008.