

¿Debemos usar mallas de polipropileno de bajo peso?

Valera Z.; Naranjo J.R.; Domínguez A.; Navarrete E.; Oliva F.

Unidad UCMA – Pared Abdominal. Unidad de Gestión Clínica Cirugía General y Aparato Digestivo. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla

La reparación quirúrgica de la hernia inguinal es, sin duda, una de las intervenciones que se practica con más frecuencia en el mundo occidental; en España se llevan a cabo más de 50.000 intervenciones al año, en Estados Unidos de América más de 600.000 al año¹. 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 moderna.

El término «prótesis» proviene del griego «colocar frente a» y en cirugía se refiere a un dispositivo artificial empleado para reemplazar un defecto corporal. 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».² Los materiales utilizados para la reparación de las hernias han variado con el transcurrir de los años. La plata fue utilizada hasta los años sesenta, incluso con descripciones de colocación preperitoneal por Ball en 1958, con recurrencias menor al 1%, posteriormente fue sustituida por titanio y por acero inoxidable en 1952, 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 ochenta, y las más novedosas mallas parcialmente absorbibles y ultraligeras a partir del año 2002. Roy Plunkett descubrió casualmente el politetrafluoroetileno (PTFE o teflón) en un laboratorio de DuPont en 1938, mientras realizaba investigaciones con el refrigerante tetrafluoroetileno. William Gore, quien también trabajaba en el laboratorio de DuPont vio las potenciales aplicaciones médicas del polímero y fundó la compañía que desa-

rolló 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 tereftalato -PET-). 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 retirada en presencia de infección. En 1955, Francis C Usher, Cirujano General y Farmacólogo de Houston, fue el primero en introducir la malla de polipropileno. Este polímero fue desarrollado en 1954 por el científico italiano Giolo Natta. No fue hasta 1962 cuando una versión mejorada del polipropileno fue fabricada como malla. Usher plantea por primera vez el concepto de utilizar la malla para puentear el defecto y no para reforzar tejidos afrontados bajo tensión.

Los conocimientos de la respuesta del huésped a la implantación de una prótesis se deben a Voorhees³, que describe la respuesta cicatricial desencadenada en la interfase tejido/prótesis y que depende de la naturaleza del tejido del huésped, destacando el estado nutricional, la repuesta del sistema inmunitario y la existencia de patologías concomitantes, y de la prótesis empleada, por el material utilizado, el tipo de fibra, su densidad (peso), el tamaño de sus poros, su carga eléctrica y la textura del implante. De este modo una malla con un tamaño grande de los poros (100 micrones) determinará el crecimiento del tejido colágeno entre las fibras del implante, mientras que poros pequeños (5 micrones) no lo harán posible. Numerosos estudios demuestran que las distintas mallas de que disponemos en la actualidad tienen una respuesta diferente en el huésped, de este modo en la práctica las diferencias entre las prótesis se han establecido a nivel microscópico y por parámetros clínicos. Existe evidencia científica de que las reparaciones protésicas son superiores a las no protésicas. Los metanálisis realizados por el *UE Hernia Trialists Collaboration* o el *National Health Service* británico, a través del *National*

Correspondencia: Valera Z. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla

Institute for Clinical Excellence (NICE), demuestran que las técnicas protésicas presentan menos recidivas y menos dolor postoperatorio.

En la actualidad las técnicas se basan en el principio de «reparación libre de tensión», que requiere de la colocación de material protésico para reparar, reforzar y reemplazar la pared posterior del canal inguinal y/o el anillo inguinal profundo. Las técnicas sin tensión tienen como ventaja una baja recurrencia (0,4%-1%), menor dolor postoperatorio, mayor aceptación del procedimiento en forma ambulatoria y retorno precoz a actividades habituales con un **nivel de evidencia 1, grado de recomendación a.**^{4,5}

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 integración.⁶

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

1) La primera, propuesta por el Dr. Parviz Amid⁷ 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 colágena. Por ello, aun en caso de infección, generalmente no es necesario retirarla. Con este material se ha documentado la formación de fístulas 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, 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, sirve como un andamio no antigénico, 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. 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.⁸ 2) La malla de mucosa intestinal porcina (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.⁹ 3) Colágena dérmica porcina: Permacol® Covidien, Strattice® Life cell, Collamend® Bard Davol, Xenmatrix® Bard Davol. 4) Dermis fetal bovina: Surgimend® TEI Biosciences. 5) Pericardio de bovino: Tutopatch® Tutogen Medical, Veritas® Synovis.¹⁰

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

1) **No absorbibles o totalmente sintéticas.** Materiales unicap, 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 (Vyrcil®) 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:** Aquéllas con peso promedio entre 45 y 90 g/m², como es el caso del polipropileno convencional o Prolene®.

3) **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.¹¹ Mallas como el Vipro II® y Ultrapro®, 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. Otras son las mallas fabricadas con 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.

Conclusión

Disponemos actualmente de una gran variedad de mallas para la reparación de los defectos de la pared abdominal y los cirujanos tienen la obligación de conocer las características de las innovaciones dentro de este arsenal terapéutico y de escoger la mejor opción para sus pacientes.

Existen pocos estudios sobre el uso de mallas de baja densidad y con series de pacientes muy cortas, pero estos determinan que su uso reduce el dolor postoperatorio a corto plazo sin observarse diferencias significativas en el grado de dolor o recurrencia a los doce meses.^{12, 13}

El uso de mallas de bajo peso y/o parcialmente reabsorbibles ha permitido evitar en gran parte los problemas atribuidos a la presencia de las prótesis, tales como dolor crónico, sensación de cuerpo extraño y alteración de la biomecánica abdominal. Actualmente se recomienda el uso rutinario de este tipo de mallas con un nivel de evidencia I, grado de recomendación a.^{14, 15}

El Poliéster cumple gran parte de las características antes señaladas, pero produce gran reacción inflamatoria. El PTFE, tiene poca reacción tisular, pero es poco poroso lo cual dificulta su incorporación al tejido circundante. El Polipropileno, usado como monofilamento tejido, formando una malla, tiene gran resistencia a la infección y presenta las características de una malla "ideal", por lo cual es el material standard de

elección en uso en la actualidad para la reparación de hernias con un **nivel de evidencia 1, grado de recomendación a.**

En el abordaje laparoscópico o en el caso de necesitar implantar mallas intraperitoneales, estas deben ser de tipo especial, (superficie visceral antiadherente) adecuadas para el contacto directo con las vísceras intraabdominales y evitar complicaciones secundarias (fistulas, obstrucción intestinal). **nivel de evidencia 3, grado de recomendación a.**

Bibliografía

1. Carbonell Tatay F, Feliu Palá X. Hernias de la región inguinocrural. Cirugía AEC (2ª edición);Cap.16 :203-218.
2. Adriana Hernández López, Itzé Aguirre Olmedo, José Manuel Morales Vargas. Materiales protésicos en patología herniaria. Cirugía Endoscópica. 2009 Abr-Jun.;10(2): 68-74.
3. Alberto Acevedo F.Mallas sintéticas irreabsorbibles: Su desarrollo en la cirugía de las hernias abdominales. Rev. Chilena de Cirugía.2008 Oct.60(5): 457-464.
4. Amid PK, Shulman AG, Lichtenstein IL (1993) Critical scrutiny of the open tension-free hernioplasty. Am J Surg 165:369-271
5. Amid PK (1997) Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery. Hernia 1:12-19
6. Cobb WS, Peindl RM. Mesh terminology. Hernia 2009; 13: 1-6.
7. Amid PK. Classification of biomaterial and their related complication in abdominal wall hernia surgery. Hernia 1997; 1: 15-21.
8. Hultman SC, Craft CM. Complex abdominal wall reconstruction with acellular dermal matrix. Op Tech Gen Surg 2006; 8(4): 207-15.
9. 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 onlay mesh repair for inguinal hernia repair. Am J Surg 2007; 193: 697-701.
10. Gray SH, Hawn MT, Itani KMF. Surgical progress in inguinal and ventral incisional hernia repair. Surg Clin N Am 2008; 88: 17-26.
11. Gray SH, Hawn MT, Itani KMF. Surgical progress in inguinal and ventral incisional hernia repair. Surg Clin N Am 2008; 88: 17-26.
12. Polish Hernia Study Group, śmietański M. Randomized clinical trial comparing a polypropylene with a poliglecaprone and polypropylene composite mesh for inguinal hernioplasty. Br J Surg. 2008 Dec;95(12):1462-8.
13. Earle DV, Mark LA. Prosthetic material in inguinal hernia repair: how do I choose? Surg Clin N Am 2008; 88: 179-201.
14. Dirk Weyhe, MD, Orlin Belyaev, MD, Christophe Muller, MD, Kirsten Meurer, MD, Karl-Heinz Bauer, MD, Georgios Papapostolou, MD, Waldemar Uhl, MD.
15. Improving Outcomes in Hernia Repair by the Use of Light Meshes—A Comparison of Different Implant Constructions Based on a Critical Appraisal of the Literatur. World J Surg 2007; 31: 234-244
16. C.R. Costello, S.A. Grant, D.S. Cleveland, T.S. Loy. Characterization of Heavyweight and Lightweight Polypropylene Prosthetic Mesh Explants From a Single Patient. Surgical Innovation, 2007;14(3):168-176.