



**Guía clínica para el uso de
material protésico en la
reparación de la hernia incisional**

**Clinical guide for the use of
prosthetic material in the repair
of incisional hernia**

10.20960/rhh.00451

Guía clínica para el uso de material protésico en la reparación de la hernia incisional

Clinical guide for the use of prosthetic material in the repair of incisional hernia

Juan Manuel Bellón¹, Alfredo Moreno-Egea²

¹Universidad de Alcalá de Henares. Alcalá de Henares, Madrid (España). ²Jefe Clínica Hernia. Hospital Universitario La Vega. Murcia (España). Profesor de Anatomía Quirúrgica. Departamento de Anatomía Humana. Facultad de Medicina. Universidad Católica San Antonio (UCAM). Murcia (España)

Autor para correspondencia: Juan Manuel Bellón. Universidad de Alcalá de Henares. Plaza de San Diego, s/n. 28801 Alcalá de Henares, Madrid (España)

Correo electrónico: juanm.bellon@uah.es

INTRODUCCIÓN

Los trabajos publicados por Lichtenstein y cols. (1) acerca de la técnica *free tension repair*, que preconizan la colocación de un biomaterial en la reparación de hernias de la pared abdominal, han supuesto una auténtica revolución en el contexto de las técnicas quirúrgicas destinadas al tratamiento de procesos herniarios. Todo ello ha dado lugar a que la investigación y el desarrollo de diferentes tipos de biomateriales para reparar defectos tisulares en la pared abdominal constituya en el momento actual un área en creciente expansión. El progresivo empleo de biomateriales en los últimos veinte años ha ido condicionando sus modificaciones con el fin de conseguir una prótesis de comportamiento óptimo en todas las interfaces. A pesar de ello, la prótesis ideal no existe. Es difícil conseguir un material que se adapte a todas las aplicaciones (2). La investigación y el desarrollo de materiales han ido evolucionando desde la reparación hacia la regeneración de los tejidos. Han surgido materiales protésicos nuevos, totalmente biodegradables a largo

plazo, cuyo objetivo es dejar la menor cantidad posible de cuerpo extraño en el tejido receptor (3).

Sin embargo, el empleo de las prótesis no ha impedido las recurrencias que todavía existen tras el tratamiento quirúrgico de una hernia. Aspectos como el tipo de material a emplear, la propia técnica quirúrgica y las características biológicas del receptor influyen en las recidivas herniarias (4).

La selección del material protésico debería estar adaptada a ciertas características, como tamaño y ubicación del orificio herniario, edad, biotipo, hábitos laborales y comorbilidades del paciente.

Una gran limitación para el conocimiento del comportamiento biológico, y especialmente mecánico, de los materiales protésicos para la reparación herniaria es la dificultad de realizar investigaciones en humanos. No existen marcadores relacionados con el proceso cicatricial que puedan indicarnos qué pacientes tienen o no riesgo de llevar a cabo una mala reparación (5). Por ello, los estudios preclínicos o experimentales constituyen una fuente importante para el conocimiento y el desarrollo de dichas investigaciones.

Los materiales protésicos han sido clasificados atendiendo a su estructura (6-8), densidad (9) y ubicación tisular (8).

PRÓTESIS RETICULARES (TIPO I [6], CLASE I-II [7], RETICULARES [8] Y SIMPLES [9])

Conceptualmente son aquellas con diseño en forma de red o malla. El tamaño del poro es determinante con relación a la integración tisular (5).

Materiales de construcción

El polímero estándar es el polipropileno. Otros materiales son: poliéster, PTFE no expandido, fluoruro de polivinilo (PVF), polipropileno con titanio, polipropileno con poliglactina o poliglecaprona (prótesis híbridas o parcialmente absorbibles), trimetil-

carbonato (TMC) y poli-4-hidroxibutirato (P4HB), totalmente absorbibles a largo plazo.

Características e integración tisular

Porosidad

- Las prótesis de poro pequeño (< 1 mm) inducen una cicatrización muy compacta, con importante fibrosis y reacción de cuerpo extraño.
- Las prótesis de poro grande (> 1 mm) inducen una cicatrización menos compacta, con menor fibrosis.

En ambos casos la interfaz prótesis-tejido receptor es sólida.

Estudios preclínicos realizados en fases tempranas con prótesis de amplio poro han demostrado un depósito de colágeno más temprano respecto a las prótesis de poro pequeño (10-12). A largo plazo, también estudios experimentales han demostrado que, finalmente, el tejido receptor modula el comportamiento de ambos tipos de prótesis, alta y baja porosidad (13).

- Limitaciones de los estudios: la respuesta tisular se basa fundamentalmente en estudios experimentales (14). Algunos trabajos han analizado material protésico retirado de pacientes que habían sufrido complicaciones (15) o reexploraciones de la cavidad abdominal (16).

Resumen: la estructura *reticular y macroporosa* (7-9) condiciona desde el punto de vista histomorfológico el comportamiento de integración tisular en una interfaz tejido-tejido. La respuesta tisular al implante reticular es independiente de la composición química del polímero con la que ha sido fabricado.

Densidad protésica

Se refiere al peso en g/m² del material protésico.

Las prótesis de estructura reticular se clasifican en: a) prótesis de alto peso o alta densidad (aquellas que se sitúan por encima de 80 g/m^2), y b) de bajo peso o baja densidad (las que se encuentran por debajo de esa cifra). Algunas clasificaciones (17) consideran más tipos, como las prótesis de media densidad, con un peso de entre 50 y 80 g/m^2 .

La densidad debe de estar correlacionada con el tamaño del poro protésico. Las prótesis de alta densidad tienen un poro pequeño ($< 1 \text{ mm}$), y las de baja densidad, un poro grande ($> 1 \text{ mm}$)*. La integración tisular de las prótesis de alta densidad es idéntica a la de las prótesis de poro inferior a 1 mm , y viceversa: las de baja densidad se comportan de forma idéntica a las de poro superior a 1 mm .

*Conceptos erróneos: las construcciones de materiales con filamento fino y poro pequeño pueden tener un peso inferior a 80 g/m^2 . Su integración tisular podría ser similar a la de las prótesis de alta densidad. No deberían considerarse como prótesis de baja densidad (18,19).

Resumen: el parámetro *densidad* se correlaciona con la porosidad del material y con su integración tisular.

Propiedades mecánicas

Desde un punto de vista mecánico sería innecesario que el implante de un material tuviera que soportar cargas de rotura por encima de las exigibles ($16\text{-}32 \text{ Ncm}^2$). Las prótesis de alta densidad (poro $< 1 \text{ mm}$) pueden soportar hasta diez veces estas tensiones de rotura (20).

Los materiales de baja densidad tienen mayores módulos de elasticidad, aunque las cargas de rotura son inferiores a las de alta densidad, pero suficientes para soportar los márgenes de presión mencionados. Además, desde el punto de vista mecánico, son anisótropas; es decir, hay un eje del material predominantemente más elástico que el otro. Teniendo en cuenta que la pared abdominal es anisótropa y que el eje longitudinal es más elástico que el trasversal, (21,22), la adaptación mecánica a este respecto de las prótesis de baja densidad sería la idónea. Por el contrario, las prótesis

de alta densidad suelen mostrar un comportamiento isótropo, sin que exista ningún eje predominante de elasticidad en ellas.

- Después de un implante con una prótesis reticular, la pared abdominal debe de mantener una función lo más fisiológica posible.

Resumen: la integración tisular de las prótesis reticulares, así como la interface tejido-material protésico, hace que las tensiones de rotura sean excelentes.

Ubicación anatómica

Las prótesis reticulares, en general, tienen un comportamiento idóneo en una interfaz tejido-tejido. Por el contrario, cuando se implantan en contacto con el peritoneo visceral, su comportamiento puede acarrear en muchos casos efectos adversos, tales como la formación de adherencias, erosiones viscerales e incluso fístulas intestinales (23,24).

¿Cuál es el factor determinante de este comportamiento? Las prótesis reticulares no facilitan el depósito de células mesoteliales del peritoneo, que requieren superficies lisas para su expansión (25).

- El material de estructura reticular debe ubicarse en posición extraperitoneal.

PRÓTESIS LAMINARES (TIPO II [6], LAMINARES [8] Y SIMPLES [9])

Conceptualmente, son aquellas con estructura de lámina microporosa.

Materiales de construcción

El polímero estándar es el politetrafluoroetileno expandido (PTFEe). Otros materiales son: silicona, poliuretano y poliglicólico/trimetilcarbonato (PGA -TMC).

Características e integración tisular

Porosidad

Las prótesis de PTFEe son microporosas. La integración es solamente celular y el proceso final de integración es una encapsulación. La interfaz prótesis-tejido receptor es débil. Algunas modificaciones, tales como las perforaciones de la lámina de PTFEe, tratando de convertirla en macroporosa, no han mejorado la integración tisular (26), tampoco cuando una de las vertientes de la lámina es de tipo rugoso (27).

Los materiales de PGA-TMC carecen de porosidad. Tienen como particularidad que el tiempo de biodegradación es de seis meses (28).

Propiedades mecánicas

Las prótesis de PTFEe tienen una buena resistencia mecánica cuando se prueban sin tejido. Su comportamiento es isótropo; es decir, no hay un eje a la tracción predominante sobre otro. La mala integración tisular hace que, después del implante, los resultados mecánicos sean inadecuados, especialmente en la interfaz prótesis /tejido receptor.

Ubicación anatómica

Los materiales laminares tienen un comportamiento óptimo en la interfaz peritoneal. En estudios experimentales, se observa ya muy precozmente una red de fibras de colágeno recubiertas de células mesoteliales típicas. En los estadios finales, las fibras de colágeno se sitúan de forma paralela a la superficie protésica, y el mesotelio se sitúa por fuera de estas, en contacto con el peritoneo visceral (29).

— El material de estructura laminar puede ubicarse en posición intraperitoneal.

PRÓTESIS COMPUESTAS O COMPOSITAS (CLASE IV [7], COMPUESTAS [8, 9])

Conceptualmente son materiales protésicos formados espacialmente por dos componentes; uno suele ser de tipo reticular y el otro,

laminar. El componente reticular es el extraperitoneal y el laminar, el intraperitoneal.

Materiales de construcción

- Material reticular: polipropileno, poliéster, poli-4-hidroxibutirato con hidrogel*.
- Material laminar:
 - Irreabsorbible: PTFEe y poliuretano.
 - Reabsorbible: film colágeno/polietileno glicol/glicerol y film ácido hialurónico, film PGA, film colágeno/quitosano.
- Al componente peritoneal también se le denomina *barrera*, que puede ser de tipo físico (no biodegradable) o químico (biodegradable) (30,31).

*Los materiales compuestos de última generación tienen un componente reticular totalmente absorbible a largo plazo.

Características e integración tisular

La parte reticular de la prótesis es la vertiente de integración del material. Su comportamiento no difiere del que presentan las prótesis reticulares convencionales.

El componente laminar tiene un comportamiento similar a una prótesis laminar convencional. La absorción o no absorción del material no tiene gran influencia en el depósito mesotelial, aunque, cuando el componente es absorbible, obviamente el residuo de cuerpo extraño es menor.

La vertiente visceral de estas prótesis no impide la formación adherencial, aunque esta es cuantitativamente mucho menor que la que pueden generar otros materiales, especialmente de tipo reticular.

Propiedades mecánicas

El comportamiento mecánico es el correspondiente a la parte reticular del *composite*. El componente de *barrera* no interfiere en la mecánica del implante (32).

Ubicación anatómica

Las prótesis compuestas pueden ubicarse en cualquier interfaz de la pared abdominal.

Resumen: las prótesis compuestas pueden resolver problemas importantes en la pared abdominal, especialmente cuando falta soporte tisular de espesor total.

PRÓTESIS BIOLÓGICAS

Las prótesis biológicas o *bioprótesis* son materiales de origen natural derivados de colágeno, de procedencia animal o humana.

Materiales de construcción

- Material laminar con o sin perforaciones.
- Matriz tisular: dermis porcina, pericardio bovino, submucosa intestinal porcina, dermis humana.
- No absorbible: enlaces covalentes entre las moléculas de colágeno (*cross-link*).
- Absorbible: ausencia de enlaces covalentes (*no cross-link*).

Características e integración tisular

Interfaz tejido-tejido

El material con enlaces covalentes se integra de la misma forma que una prótesis de tipo laminar. El tejido receptor encapsula el material. Las perforaciones del material no añaden capacidad de integración de los mismos en los tejidos receptores.

El material sin enlaces covalentes presenta una integración variable. La degradación depende de múltiples factores, como el origen y el espesor de la prótesis.

En general, las condiciones *in vivo* de los implantes cambian, fundamentalmente por la acción de algunas enzimas, como las metaloproteinasas e incluso la propia reacción macrofágica al

implante. Pueden existir diferentes comportamientos relacionados con su ubicación (33).

Interfaz peritoneal

Las prótesis biológicas implantadas de forma intraperitoneal muestran un comportamiento similar a las prótesis laminares poliméricas. El depósito mesotelial y la formación de un *neoperitoneo* son correctos en esta interfaz. La diferencia del comportamiento intraperitoneal se establece entre los materiales con enlaces o sin ellos. Estos últimos, en investigaciones preclínicas, muestran una menor formación adherencial.

Propiedades mecánicas

La tensión de rotura de los materiales biológicos es muy variable y depende de su origen y de su estructura. Los estudios *in vitro* con materiales sin implantar (34) no reflejan la realidad mecánica de un implante *in vivo*, especialmente en aquellos materiales con biodegradación. Al ser materiales laminares, la respuesta mecánica en conjunto es similar entre los materiales provistos de enlaces de colágeno (*cross-link*) y los materiales laminares poliméricos.

Ubicación anatómica

Las prótesis biológicas pueden colocarse en interfaz tejido-tejido y en interfaz peritoneal.

- Limitaciones de los estudios: los resultados de las publicaciones son contradictorios. No existen estudios prospectivos clínicos con un número suficiente de pacientes que demuestren la utilidad de estos materiales. En muchos casos han sido empleados en territorios contaminados (clase II-III), no estando diseñados para ello (35,36). Solamente existe un material biológico con impregnación antibacteriana (37).

Resumen: las prótesis biológicas pueden ser útiles en algunos casos clínicos, aunque su actualmente utilidad es muy controvertida (38).

EFFECTOS ADVERSOS DE LOS MATERIALES PROTÉSICOS EN REPARACIONES DE HERNIA INCISIONAL

Infección

En cirugía de reparación herniaria, la incidencia de infección varía en función de: la técnica quirúrgica empleada, el tamaño, la complejidad de la hernia y la existencia de recidivas, el tipo de material protésico implantado, el tiempo operatorio, la magnitud de la disección tisular y las comorbilidades del paciente (39).

En hernias incisionales, los valores oscilan entre el 1-3 % en reparaciones laparoscópicas, y pueden alcanzar valores de hasta el 13-15 % en cirugías abiertas (40,41).

La infección del material protésico en todos estos procedimientos quirúrgicos hace que el coste económico y social sea muy relevante (42).

Estudios *in vitro* han evidenciado un mejor comportamiento de materiales poliméricos frente a los materiales biológicos; especialmente la adherencia bacteriana en 24-48 horas fue menor en prótesis de PP de poro amplio (43).

Estudios clínicos recientes abogan por el uso de materiales poliméricos de PP en campos quirúrgicos contaminados (44). Los materiales biológicos empleados en estas situaciones no han demostrado ser más eficaces, y su uso es controvertido (45).

- Actualmente no existen materiales poliméricos con propiedades antibacterianas.

Formación adherencial, erosión y fístula

La colocación de una prótesis en situación intraperitoneal puede conllevar riesgos de complicaciones. Por ello, la selección del material juega un papel primordial. La formación de adherencias es la eventualidad más frecuente y todos los materiales, cuando se implantan en la cavidad peritoneal, las generan. En algunos casos

pueden dar lugar a obstrucciones intestinales (46). Otra complicación es la erosión de algún órgano de la cavidad abdominal y, posteriormente, la emigración de la prótesis al mismo (47,48). La fístula intestinal constituye la complicación más grave; incluso puede aparecer a largo plazo (49).

- Los materiales tipo compuesto/*composite* siguen siendo los más adecuados para colocar en una interfaz peritoneal. Facilitan, además, las reintervenciones en la cavidad peritoneal cuando es necesario (50).

Contracción

El implante de materiales protésicos forma parte del proceso de cicatrización; se trata del fenómeno de contracción fisiológico. Las prótesis están sometidas a esta contracción. Esto puede acarrear consecuencias importantes, como crear tensión en los bordes del anclaje de la prótesis al tejido receptor y generar recidivas.

Estudios preclínicos han evidenciado que el fenómeno de contracción puede condicionar una reducción de un 20-30 % en el tamaño del material protésico implantado (51,52). Seguimientos a nivel clínico a través de resonancia magnética y marcajes con clips metálicos de los implantes han informado de reducciones de un 20 % en implantes de PVDF (53,54).

- La prevención del fenómeno de contracción es colocar los implantes sobrepasando ampliamente los bordes de anclaje en el tejido receptor (55).

Rotura

Conceptualmente se entiende por *rotura de una prótesis* aquella solución de continuidad que aparece a nivel del propio material, que genera un defecto que provoca recidiva herniaria y en el que todo el contorno del orificio herniario se encuentra rodeado de material protésico. La rotura no debe confundirse con un desprendimiento

periférico de una prótesis a nivel del tejido receptor, causa muy frecuente de recidiva herniaria.

La mayoría de los casos en clínica se han descrito tras el uso de materiales de poliéster o PP de bajas densidades (56-58).

Estudios sobre biomecánica, en relación con la estructura de las prótesis, han demostrado que algunos materiales de tipo poliéster o PP de bajas densidades no deberían utilizarse en pacientes obesos o en los que exista una solicitud mecánica importante a nivel de la pared abdominal (59,60).

- La selección del material protésico de forma individualizada es un requisito obligatorio en la planificación de una reparación herniaria (2).

BIBLIOGRAFÍA

1. Lichtenstein IL, Shulman AG, Amid PK, et al. The tension-free hernioplasty. Am J Surg. 1989;157:188-93.
2. Klinge U, Park JK, Klosterhalfen B. The ideal mesh? Pathobiology. 2013;80:169-75.
3. Miserez M, Jairam AP, Boersema GSA, et al. [Resorbable Synthetic Meshes for Abdominal Wall Defects in Preclinical Setting: A Literature Review.](#) J Surg Res. 2019;237:67-75.
4. Schachtrupp A, Klinge U, Junge K, et al. Individual inflammatory response of human blood monocytes to mesh biomaterials. Br J Surg. 2003;90:114-20.
5. Klinge U, Klosterhalfen B. Mesh implants for hernia repair: an update. Expert Rev Med Devices. 2018;15:735-6.
6. Amid PK. Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery. Hernia. 1997;1:15-21.
7. Klinge U, Klosterhalfen B. Modified classification of surgical meshes for hernia repair based on the analyses of 1000 explanted meshes. Hernia. 2012;16:251-8.

8. Bellón JM. Revisión de una clasificación de materiales protésicos destinados a la reparación herniaria: correlación entre estructura y comportamiento en los tejidos receptores. *Rev Hispanoam Hernia*. 2014;2:49-57.
9. Coda A, Lamberti R, Martorana S. Classification of prosthetics used in hernia repair based on weight and biomaterial. *Hernia*. 2012;16:9-20.
10. Bellón JM, Contreras LA, Buján J, et al. Tissue response to polypropylene meshes used in the repair of abdominal wall defects. *Biomaterials*. 1998;18:669-75.
11. Greca FH, de Paula JB, Biondo-Simões MLP, et al. The influence of differing pore sizes on the biocompatibility of two polypropylene meshes in the repair of abdominal defects. Experimental study in dogs. *Hernia*. 2001;5:59-64.
12. Klinge U, Klosterhalfen B, Birkenhauer V, et al. Impact of polymer pore size of the interface scar formation in a rat model. *J Surg Res*. 2002;103:208-14.
13. Pascual G, Hernández-Gascón B, Rodríguez M, et al. The long term behavior of lightweight and heavyweight meshes used to repair abdominal wall defects is determined by the host tissue repair process provoked by the mesh. *Surgery*. 2012;152:886-95.
14. Orenstein SB, Saberski ER, Kreutzer DL, et al. Comparative analysis of histopathologic effects of synthetic meshes based on material, weight, and pore size in mice. *J Surg Res*. 2012;176:423-9.
15. Klosterhalfen B, Klinge U. Retrieval study at 623 human mesh explants made of polypropylene impact of mesh class and indication for mesh removal on tissue reaction. *J Biomed Mat Res B (Appl Biomater)*. 2013;101:1393-9.
16. Cavallo JA, Roma AA, Jasielec MS, et al. Remodeling characteristics and collagen distribution in synthetic mesh materials explanted from human subjects after abdominal wall

- reconstruction: an analysis of remodeling characteristics by patient risk factors and surgical site classifications. *Surg Endosc.* 2014;28:1852-65.
17. Cobb WS, Burns JM, Peindl RD, et al. Textile analysis of heavy weight, mid-weight, and light weight polypropylene mesh in a porcine ventral hernia model. *J Surg Res.* 2006;136:1-7.
 18. Klosterhalfen B, Junge K, Klinge U. The lightweight and large porous mesh concept for hernia repair. *Expert Rev Med Devices.* 2005;2:103-17.
 19. Weyhe D, Schmitz I, Belyaev O. Experimental comparison of monofile light and heavy polypropylene meshes: less weight does not mean less biological response. *World J Surg.* 2006;30:1586-91.
 20. Klinge U, Klosterhalfen B, Conze J, et al. Modified mesh for hernia repair that is adapted to the physiology of the abdominal wall. *Eur J Surg.* 1998;164:951-60.
 21. Grässel D, Preshar A, Fitzek S, et al. Anisotropy of human linea alba: A biomechanical Study. *J Surg Res.* 2005;124:118-25.
 22. Sabersky E, Orenstein S, Novitsky YW. Anisotropic evaluation of synthetic meshes. *Hernia.* 2011;15:47-52.
 23. Yilmaz I, Karakas DO, Sucullu I, et al. A rare cause of mechanical bowel obstruction : mesh migration. *Hernia.* 2013;17:267-9.
 24. Arnold MR, Kao AM, Otero J, et al. Mesh fistula after ventral hernia repair: whats is the optimal management? *Surgery.* 2020;167:590-7.
 25. Bellón JM, García-Honduvilla N, López R, et al. In vitro mesothelialization of prosthetic material designed for the repair of abdominal wall defects. *J Mat Sci (Mat in Med).* 2003;14:359-64.
 26. Simmermacher RK, van der Lei B, Schakenraad, JM, et al. Improved tissue ingrowth and anchorage of expanded polytetrafluoroethylene by perforation: an experimental study in

- the rat. *Biomaterials*. 1991;12:22.
27. Bellón JM, Contreras LA, Buján J, et al. The use of biomaterials in the repair of abdominal wall defects: a comparative study between polypropylene meshes (Marlex) and a new polytetrafluoroethylene prosthesis (Dual Mesh). *J Biomater Appl*. 1997;12:121-35.
 28. Pascual G, Sotomayor S, Rodríguez M, et al. Repair abdominal wall defects with biodegradable laminar prostheses: polymeric or biological? *PloS One*. 2012;7e:52628.
 29. Bellón JM, Contreras LA, Pascual G, et al. Neoperitoneal formation after implantation of various biomaterials for the repair of abdominal wall defects in rabbits. *Eur J Surg*. 1999;165:145-50.
 30. Bellón JM, Serrano N, Rodríguez M, et al. Composite prostheses use to repair abdominal wall defects: physical or chemical adhesión barriers? *J. Biomed Mat Res (Appl Biomater)*. 2005;74:718-24.
 31. Deeken CR, Abdo MS, Frisella MM, et al. Physicomechanical evaluation of absorbable and nonabsorbable barrier composite meshes for laparoscopic ventral hernia repair. *Surg Endosc*. 2011;25:1541-52.
 32. Pascual G, Sotomayor S, Rodríguez M, et al. Behaviour of a new composite mesh for the repair or full-thickness abdominal wall defects in a rabbit model. *Plos One*. 2013;8:e80647.
 33. De Castro LE, Shurey S, Sibbons PD. Evaluation of crosslinked and non-crosslinked biologic prostheses for abdominal hernia repair. *Hernia*. 2012;16:77-89.
 34. Deeken CR, Melman L, Jenkins ED, et al. [Histologic and biomechanical evaluation of crosslinked and non-crosslinked biologic meshes in a porcine model of ventral incisional hernia repair](#). *J Am Coll Surg*. 2011;212:880-8.

35. Atema JJ, De Vries FEE, Boermeester MA. Systematic review and meta-analysis of the repair or potentially contaminated and contaminated abdominal wall defects. *Am J Surg.* 2016;212:982-95.
36. Moszkowicz D, Bouillot JL. Biological mesh: from concept of clinical reality. *J Visceral Surg.* 2018;155:347-8.
37. Cohen LE, Imahiyerobo TA, Scott JR, et al. Comparison of antibiotic-coated versus uncoated porcine dermal matrix. *Plast Reconstr Surg.* 2016;138:844e-55e.
38. Huerta S, Varshney A, Patel PM, et al. Biological mesh implants for abdominal hernia repair. US Food and Drug administration approval process and systematic review of its efficacy. *Jama Surg.* 2016;151:374-81.
39. Kaoutzanis C, Leichtle SW, Mouawad NJ, et al. Risk factors for postoperative wound infections and prolonged hospitalization after ventral/incisional hernia repair. *Hernia.* 2015;19:113-23.
40. Dietz UA, Spor L, Germer CT. Management of mesh-related infections. *Chirurg.* 2011;82:208-17.
41. Montgomery A, Kallinowski F, Köckerling F. Evidence for replacement of an infected synthetic by a biological mesh in abdominal wall hernia repair. *Front Surg.* 2016;2:67.
42. Robinson TN, Clarke JH, Schoen J, et al. Major mesh-related complications following hernia repair: events reported to the Food and Drug Administration. *Surg Endosc.* 2005;19:1556-60.
43. Pérez-Köhler B, Sotomayor S, Rodríguez M, et al. [Bacterial adhesion to biological versus polymer prosthetic materials used in abdominal wall defect repair: do these meshes show any differences in vitro?](#) *Hernia.* 2015;19: 965-73.
44. Warren J, Desai SS, Boswell ND, et al. [Safety and Efficacy of Synthetic Mesh for Ventral Hernia Repair in a Contaminated Field.](#) *J Am Coll Surg.* 2020;230:405-13.

45. Köckerling F, Alam NN, Antoniou SA, et al. [What is the evidence for the use of biologic or biosynthetic meshes in abdominal wall reconstruction?](#) *Hernia*. 2018;22:249-69.
46. Yamamoto S, Kubota T, Abe T. A rare case of mechanical bowel obstruction caused by mesh plug migration. *Hernia*. 2015;19:983-5.
47. Aziz F, Zaeem M. Chronic abdominal pain secondary to mesh erosion into ceacum following incisional hernia repair: a case report and literature review. *J Clin Med Res*. 2014;6:153-5.
48. Cunningham HB, Weis JJ, Taveras LR, et al. Mesh migration following abdominal hernia repair: a comprehensive review. *Hernia*. 2019;23:235-43.
49. Ott V, Groebli Y, Schneider R. Late intestinal fistula formation after incisional hernia using intraperitoneal mesh. *Hernia*. 2005;9:103-4.
50. Moreno-Egea A, Bustos JAC, Girela E, et al. Long-term results of laparoscopic repair of incisional hernias using an intraperitoneal composite mesh. *Surg Endosc*. 2010;24:359-65.
51. Klinge U, Klosterhalfen B, Müller M, et al. Shrinking of polypropylene mesh: an experimental study in dogs. *Eur J Surg*. 1998;164:965-9.
52. Bellón JM, Rodríguez M, Serrano S, et al. Influence of the structure of a new generation prostheses on shrinkage after implant in the abdominal wall. *J Biomed Mat Res B*. 2006;78:340-6.
53. Silvestre AC, De Mathia GB, Fagundes DJ, et al. Shrinkage evaluation of heavyweight and lightweiht polypropylene meshes in inguinal hernia repair: a randomized controlled trial. *Hernia*. 2011;15:629-34.
54. Ciritsis A, Hansen NL, Barabasch A, et al. Time-dependent changes of magnetic resonance imaging-visible mesh implants in patients. *Invest Radiol*. 2014;49:439-44.

55. Binnebösel M, Rosch R, Junge K, et al. Biomechanical analyses of overlap and mesh dislocation in an incisional hernia model in vitro. *Surgery*. 2007;142:365-71.
56. Lintin LAD, Kingsnorth AN. Mechanical failure of a lightweight polypropylene mesh. *Hernia*. 2014;18:131-3.
57. Petro CC, Nahabet EH, Crisa CN, et al. Central failure of lightweight monofilament polyester mesh causing hernia recurrence: a cautionary note. *Hernia*. 2015;19:155-9.
58. Ceci F, D'Amore L, Grimaldi MR, et al. Central mesh failure (CMF) after abdominal wall repair. A rare case of recurrence. *Ann Ital Chir*. 2018;89:266-9.
59. Deeken CR, Abdo MS, Frisella MM, et al. Physicomechanical evaluation of polypropylene, polyester, and polytetrafluoroethylene meshes for inguinal hernia repair. *J Am Coll Surg*. 2011;212:68-79.
60. Hernández-Gascón B, Peña E, Melero H, et al. Mechanical behaviour of synthetic meshes: Finite element simulation of the herniated abdominal wall. *Acta Biomaterialia*. 2011;7:3905-13.

