

CAPITULO I-105 ANEXOS

Materiales de sutura. Hilos y Mallas

Enciclopedia Cirugía Digestiva

F. Galindo y colab.

ANEXO 1

USO ACTUAL DE MATERIALES PROTESICOS

Claudio D. Brandi*-**

Jefe de Sector

Carlos Barraud*

Cirujano contratado

Sebastián Roche*-**

Fellow de Cirugía

* Servicio de Cirugía General Hospital Italiano de Buenos Aires

** Sector de Paredes Abdominales y Microcirugía Reconstructiva.

Introducción

Existen dos hechos por los cuales en los últimos años se ha incrementado el interés por los materiales protésicos.

El primero es la comprobación de que el **uso sistemático de mallas**, tanto en hernias como en eventraciones, disminuye las recidivas^{5, 7, 14, 24}.

El segundo es el advenimiento de la **reparación laparoscópica** de la

BRANDI CD, BARRAUD C, ROCHE S: Uso actual de materiales protésicos. Enciclopedia Cirugía Digestiva. F. Galindo y colab. www.sacd.org.ar Tomo I-105 Anexo 1, pag. 1-12.

eventración^{7,14}.

El primer hecho motivó la investigación de mallas que provoquen menos fibrosis, mayor resistencia a la infección y menor dolor. Así se diseñaron mallas con poros más grandes y menos material, son las denominadas **mallas livianas**^{5, 7, 14, 24}.

Paralelamente aparecen las **mallas biológicas**, tanto de origen animal como cadavérico. Estos en realidad, son materiales utilizados a principio del siglo pasado pero que quedaron en desuso por sus complicaciones.

Con respecto al segundo hecho, la reparación laparoscópica obliga siempre a colocar una prótesis intra-peritoneal, así surge la necesidad de encontrar un material protésico resistente pero que no se adhiera a las vísceras.

Por lo tanto en los últimos años los avances en materiales protésicos se han orientado en tres direcciones.

- A) Mallas livianas
- B) Mallas para ser colocadas en cavidad peritoneal.
- C) Mallas biológicas

A) Mallas livianas

Comenzaremos por explicar lo que en la actualidad se llama **malla liviana**, su clasificación y empleo.¹³ Este término aplica solamente para las prótesis de polipropileno (PP). La tendencia actual es disminuir la cantidad de material protésico que contienen las mallas para disminuir sus complicaciones, como son, excesiva fibrosis, contracción de la malla, dolor crónico e infección de la misma.^{13, 26}

Al mismo tiempo se busca que la resistencia de la malla sea la adecuada para soportar las presiones abdominales.^{26, 30}

Se estima que las presiones abdominales oscilan entre 8 y 150 mm/Hg y que las mallas clásicas, denominadas pesadas, están sobredimensionadas, con capacidad para soportar presiones 10 veces mayores.^{26, 30} Cuanto mayor es el peso de la prótesis mayor es su resistencia, pero menor es su elasticidad, mayor su rigidez y mayor

es el dolor que provoca. A mayor cantidad de material implantado mayor es la reacción inflamatoria y mayor la fibrosis.

Los beneficios más importantes que se le atribuyen a estas mallas es ser más resistentes a la infección y provocar menos dolor que las mallas de PP estándar.

Existen tres formas de disminuir la densidad o el peso de una malla. Conformar la trama de la malla con hilos de PP más delgados, aumentar el tamaño de los poros, combinar hilos de PP con hilos reabsorbibles o por último asociar todos estos recursos.

Así surgen clasificaciones de mallas de PP según su densidad y según sus poros.³⁰

Clasificadas según su densidad. ¿Por qué surgen las mallas livianas?

Mallas de PP: clasificación según su densidad	
Tipo	peso
Muy pesada	> 80 grs/m ²
Mediopesada	50-80 grs/m ²
Liviana	35-50 grs/m ²
Ultraliviana	< 35 grs/m ²

Cuadro Nro. 1 Mallas de PP Clasificación según su densidad

- A)** El PP monofilamento pesado se fabricó hasta mediados de los años 90, luego se discontinuó y en la actualidad ya no se consigue.
- B)** El PP estándar actual es medio pesado y

C) El ultraliviano es el que presentan las mallas compuestas por ultraliviano, o con protección intestinal para cirugía laparoscópica y otras para cirugía abierta.

El Cuadro Nro. 1 muestra algunos ejemplos de PP según su densidad. En la Fig. 1 mallas PP según su densidad.

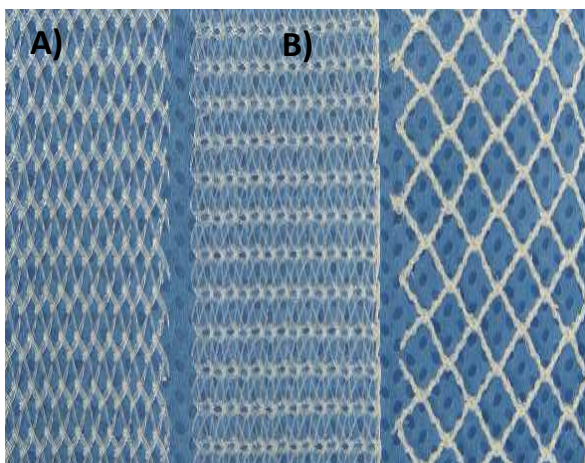


Figura Nro. 1. Mallas PP según su densidad. A) **pesado** (ya no se fabrica) B) mediopesado (estándar) C) **ultraliviano**.

Resistencia biomecánica:

La tensión a nivel de la pared abdominal puede ser calculada por la **ley de Laplace**. Es una ley que determina la tensión en la superficie de cuerpos esféricos o cilíndricos. Establece que la tensión parietal (T) de una esfera o cilindro es directamente proporcional a la presión transmural (P) y al radio (r) del cuerpo, e inversamente proporcional al grosor de la pared. (Figura Nro. 2)

La resistencia de las mallas se establece en función de pruebas realizadas por la industria textil. La misma se calcula por el espesor de

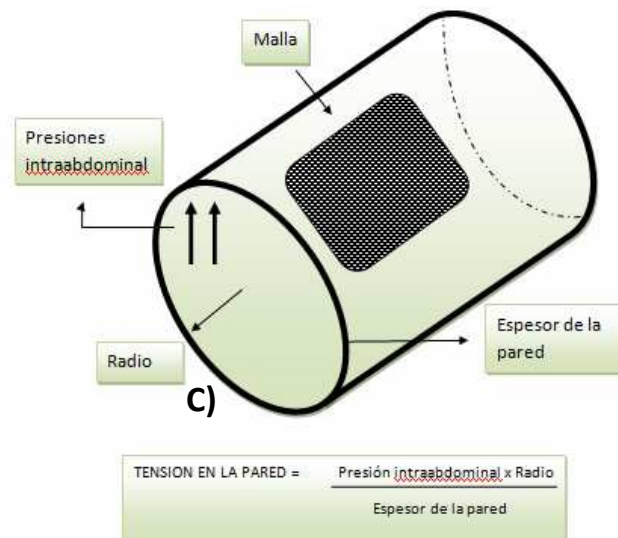


Figura Nro. 2. Resistencia biométrica (Explicación en el texto)

los hilos que conforman su trama y estos determinan su peso, es decir, cuanto más pesada, mayor cantidad y espesor del material.

Trabajos experimentales en cadáveres y modelos matemáticos establecen la presión que soporta la pared abdominal entre 16 y 27 N/cm³.¹³ Basados en estos trabajos se considera que las mallas originalmente fueron sobredimensionadas, soportando mayores presiones que las requeridas para la pared abdominal. Por lo tanto la tendencia actual es fabricar mallas más livianas con menor contenido de material sintético.

Biocompatibilidad:

Es la propiedad de un material de ser incorporado al organismo sin desarrollar reacciones adversas. Todo cuerpo extraño provoca una reacción inflamatoria que dependerá de la cantidad de material protésico colocado, su estructura y composi-

ción. Esta reacción debe ser moderada y autolimitada³⁴.

La malla ideal es aquella que presenta mayor resistencia con mejor integración tisular y menor respuesta inflamatoria^{3, 8, 15, 34}.

Tamaño de los poros:

La porosidad de la malla condiciona la integración tisular y su infección^{3, 8, 15, 27, 25}. Ésta es causada por la colonización de bacterias entre los poros y fibras que la componen. Cuando los poros son inferiores a 10 micras, los granulocitos y macrófagos, que superan tal dimensión, no pueden fagocitar las bacterias. Schumpelick al igual que Beets³² concuerda en que las **mallas multifilamento** producirían más reacción inflamatoria, fibrosis y rigidez que las mallas monofilamento, así como más infecciones.

Las mallas multifilamento favorecerían la infección debido al desarrollo de bacterias entre sus fibras.

La propiedad más importante de una prótesis es su integración, es decir la capacidad que tiene de permitir el crecimiento del tejido conectivo entre sus poros. Cuanto mayor son sus poros mayor la cantidad de tejido conectivo. Pero también hay que recordar, que cuanto mayor son sus poros, menor es su resistencia.

Por lo tanto la elección de una malla radica en seleccionar la más adecuada al tamaño del defecto a reparar. Así, cuanto mayor sea el

defecto, mayor deberá ser el peso y la resistencia de la malla.

Clasificación según sus poros

Amid propone una clasificación de prótesis según su propiedad más importante, el tamaño de sus poros.^{1, 21}

Tipo I^{1, 6, 21, 27 28}

Comprende las prótesis totalmente macroporosas (por ejemplo Marlex®, Prolene®, Atrium®, Trelex®), son de PP o poliéster y contienen poros mayores de 75 μ . Está demostrado que el tamaño del poro ideal debe ser mayor a 50 μ ²⁰ Éste es el tamaño de poro necesario para la penetración de macrófagos, fibroblastos (fibroplasia), vasos sanguíneos (angiogénesis) y fibras colágenas.^{1, 6, 20, 21, 27, 34} **Por otra parte, poros muy grandes debilitan la malla** y producen una integración más lenta.²⁰ La cantidad de tejido fibroso producido alcanza su máximo a las seis semanas y no se incrementa con los años.²⁰ La integración de la malla responde a los mismos principios que la cicatrización de heridas: fase inflamatoria, seguida de proliferación fibroblástica (fibroplasia), proliferación de vasos sanguíneos (angiogénesis), síntesis de colágeno (colágenogénesis) y maduración del colágeno.^{20,21}

Tipo II^{1, 28}

Comprende las prótesis totalmente microporosas, son de PTFE-e (Gore-Tex®) y están conformadas por poros de menos de 10 μ .

Tipo III^{1, 28}

Comprende mallas con macroporos y tejido de multifilamentos de PP

o poliéster y combinaciones con PTFE-e (Dacron®, Mersilene®, Surgipro®, MycroMesh®)

Tipo IV ^{1, 28}

Comprende biomateriales con submicroporos tales como el Silastic, Cellgard, membrana pericárdica y membrana de duramadre. No son aptos para la reparación de hernias, y usan en combinación con las prótesis tipo I para evitar la adhesión intestinal cuando se colocan en forma intraperitoneal.

B) Mallas para ser colocadas intraperitoneal

Se las conoce de varias formas: **compuestas, combinadas**, con **protección intestinal** o **separadora de tejidos**.

Este tipo de malla busca una rápida integración tisular al mismo tiempo que contar con una cobertura que evite las adherencias intestinales⁴. Son mallas con dos capas, una principal que aporta resistencia biomecánica, como el PP, y otra que cubre el PP para evitar el contacto directo de las vísceras con éste, así se intenta disminuir las adherencias.^{3, 4, 8}

Es importante recordar que la capa que cubre al PP es reabsorbible, diferente para cada empresa fabricante, y que no se sabe, cuál es el componente que menos adherencia ofrece.

Debido a que teóricamente previenen las adherencias intestinales, se las conoce o denomina, con **protección intestinal**, y son dise-

ñadas para ser colocadas intraperitoneal.

El auge de la plástica de eventración laparoscópica motivó el desarrollo de estas mallas¹⁹ No obstante se han descrito oclusiones y adherencias intestinales con este tipo de mallas^{13, 22}

Algunos ejemplos son

- **Proceed**®: PP ultraliviano con fibras de polidioxadona recubierto por una capa de polidioxadona más celulosa oxidada regenerada.
- **Physiomes**®: PP ultraliviano flexible macroporoso, cubierto por poliglecaprona 25 reabsorbible.
- **Suprames**®: PP recubierto por una membrana de ácido hialurónico y carboximetilcelulosa.
- **Parietex Composit**®: compuesta por una estructura de POL multifilamento, su lado visceral está recubierto de un film hidrofílico hecho de colágeno, polietilenglicol y glicerol que se reabsorbe en tres semanas.

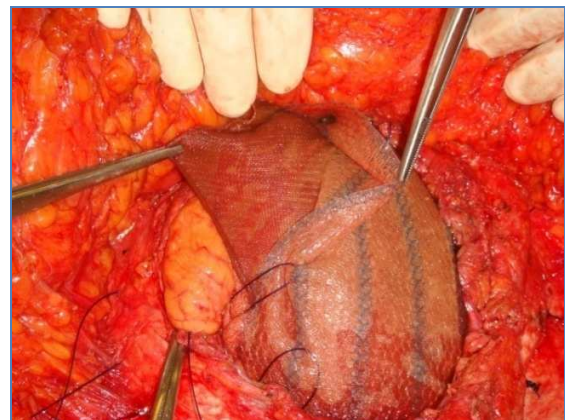


Figura Nro. 3: malla compuesta con protección intestinal (Proceed®) colocada sobre víscera. Una capa reabsorbible inferior en contacto con el intestino y otra superior de PP liviano.

La Figura Nro. 3 muestra un ejemplo de malla con protección intestinal colocada intraperitoneal.

De este grupo, la malla que más empleamos es la **Proceed®** para la plástica de eventración abierta y la **Physiomesh®** para la reparación laparoscópica. Esta última tiene la virtud de facilitar su manipulación dentro de la cavidad peritoneal, ser transparente (permite ver la colocación de los medios de fijación en la pared muscular) y adherirse con gran facilidad al plano muscular. Ambas presentan una capa que disminuye las adherencias al intestino, ambas son livianas y con PP de poros grandes.

Politetrafluoretileno expandido (PTFE-e):

El PTFE-e (Gore-Tex®) fue introducido en la reparación de las eventraciones a partir de su empleo para las prótesis vasculares. Es un material impermeable, con un grosor de 2 mm y que no permite su integración a los tejidos.^{5, 16, 18} Su principal característica es la escasa adherencia que forma en contacto con intestino, esto permite su colocación intraperitoneal. Pero así como no se adhieren las vísceras tampoco se integra a la pared abdominal²⁹. Cuando es colocado en la cavidad peritoneal se cubre de una capa pseudoperitoneal. Cuando es colocado entre planos musculares se cubre de una cápsula fibrosa. Esta cápsula produce importantes seromas, contracción de la malla y dolor.

Por su poca resistencia a la infección no es apto para colocar en terrenos

infectados. La acción bacteriana produce desintegración del material.^{16,17}

Fue originalmente introducido para la reparación laparoscópica de eventraciones, sin embargo, se está dejando de emplear debido a que han surgido más complicaciones que beneficios. Figura Nro. 4



Figura Nro. 4. Malla de PTFE-e expuesta e infectada, **B)** TC mostrando gran seroma encapsulado debajo de la malla, **C y D)** dos imágenes de malla de PTFE-e infectada y con flictenas.

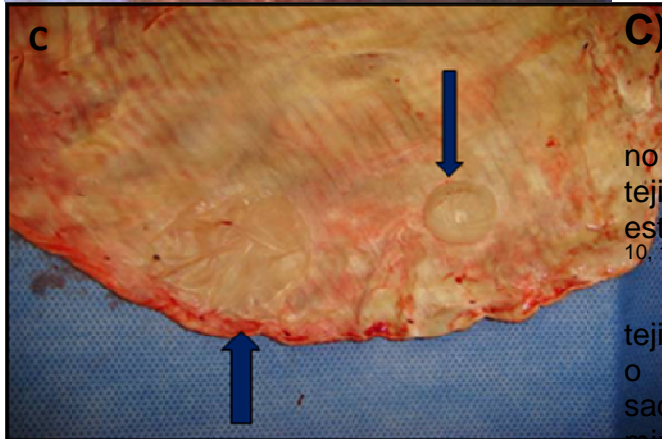
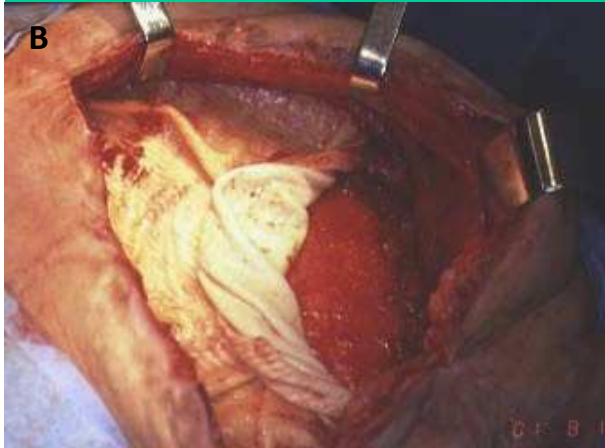
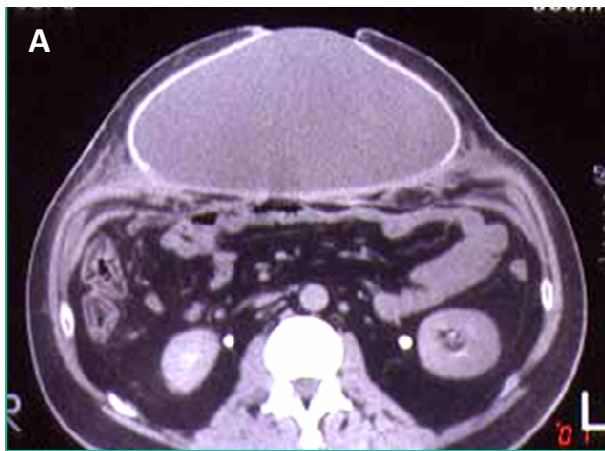


Figura Nro .5. Malla de PTFE-e expuesta e infectada, **A)** TC mostrando gran seroma encapsulado debajo de la malla, **B y C)** dos imágenes de malla de PTFE-e infectada y con flictenas.

Cabe hacer una aclaración con respecto a las mallas de PTFE-e. Este material se clasifica dentro del grupo de mallas irreabsorbibles y que disminuyen las adherencias intestinales. Así, se la empezó a usar, como la malla ideal para la plástica de eventración laparoscópica.

Paralelamente se observó que no se integraba al plano muscular y producía una cápsula fibrosa. Así se registraron complicaciones como, seromas, recidivas, migraciones, extrusiones e infecciones, todas ellas motivaron la

extracción de la prótesis.

Debido a esto, y a su elevado costo, en la actualidad se está dejando de utilizar. Por lo cual, nosotros desaconsejamos su utilización, tanto para reparaciones abiertas como laparoscópicas.

C) Mallas biológicas

Se las denomina mallas, pero al no ser sintéticas, no tener trama tejida, ni poros, no corresponde estrictamente aplicar este término.^{9, 10, 11}

Estas prótesis se obtienen de tejido conectivo animal (heteroinjerto) o humano (alloinjerto), son procesadas de forma específica para eliminar su componente celular y conservar la matriz colágena extracelular, así esta matriz actúa como estructura o armazón para la infiltración del tejido conectivo huésped^{4, 9, 22}. Sin embargo surgen dudas sobre la posibilidad de que el complejo proceso de eliminación

selectiva del componente celular también daña o desnaturaliza las fibras colágenas y los factores de crecimiento.

Las fibras colágenas in vivo son constantemente metabolizadas por las metaloproteinasas. La síntesis del colágeno es un proceso activo y dinámico y, en el caso de las mallas biológicas, su colágeno también sufre una rápida degradación.^{9, 10, 26}

Todas las mallas biológicas presentan una estructura similar, compuesta por fibras colágenas sin componente celular. De esta forma se pretende lograr una malla que tenga la estructura y fuerza de la fascia muscular pero sin el componente antigénico celular.

Estudios experimentales en animales reemplazando defectos de la pared abdominal con mallas biológicas, mostraron que luego de 12 semanas fueron totalmente reemplazadas por la infiltración del tejido conectivo del huésped, y su examen histológico resultó similar al de la fascia normal.^{9, 11, 22}

La ventaja de usar mallas biológicas, en vez de sintéticas, es que las primeras son totalmente reemplazadas por el tejido conectivo huésped sin dejar material sintético permanente. En trabajos experimentales se demostró que estos implantes estarían integrados, remodelados y reemplazados por el tejido del huésped en 6-12 meses, y su matriz colágena extracelular reabsorbida en 60-90 días^{2, 4, 9, 10, 11}. No obstante, el reporte de casos parece confirmar que la resistencia no sería suficiente

para una reparación definitiva, mostrando recidivas tempranas.

Algunos autores las consideran mallas reabsorbibles, similares a las de poliglactina 910 o ácido poliglicólico.

Por el momento la mayoría de los trabajos recomiendan la utilización de mallas biológicas en terrenos contaminados o sépticos,^{10, 11, 16, 31} pero también es cierto, que en estos casos, debido a la acción bacteriana, se observa una degradación más intensa.

Un factor adicional, que merece discusión, es el costo-efectividad de la malla biológica. Para algunos autores, las prótesis biológicas tendrían las mismas indicaciones y resistencia que las mallas reabsorbibles tipo Vicryl[®].^{26, 18}

Surgisis[®]: Obtenido a partir de submucosa de intestino delgado porcino, la matriz extracelular conserva su composición de colágeno y glucosaminoglucanos, estos son componentes con un importante papel tanto funcional como estructural; intervienen en las fases de cicatrización actuando como soporte para la proliferación del tejido del propio paciente^{2, 9, 10}. Esta matriz se reabsorbe en un periodo de 60 a 90 días, y es reemplazada por tejido del paciente.

Proporciona suficiente tensión para ser utilizada en la reparación de las hernias ventrales. Pero no está claro su resistencia a largo plazo, ya que observaciones clínicas indicarían que las hernias recidivarían al año²

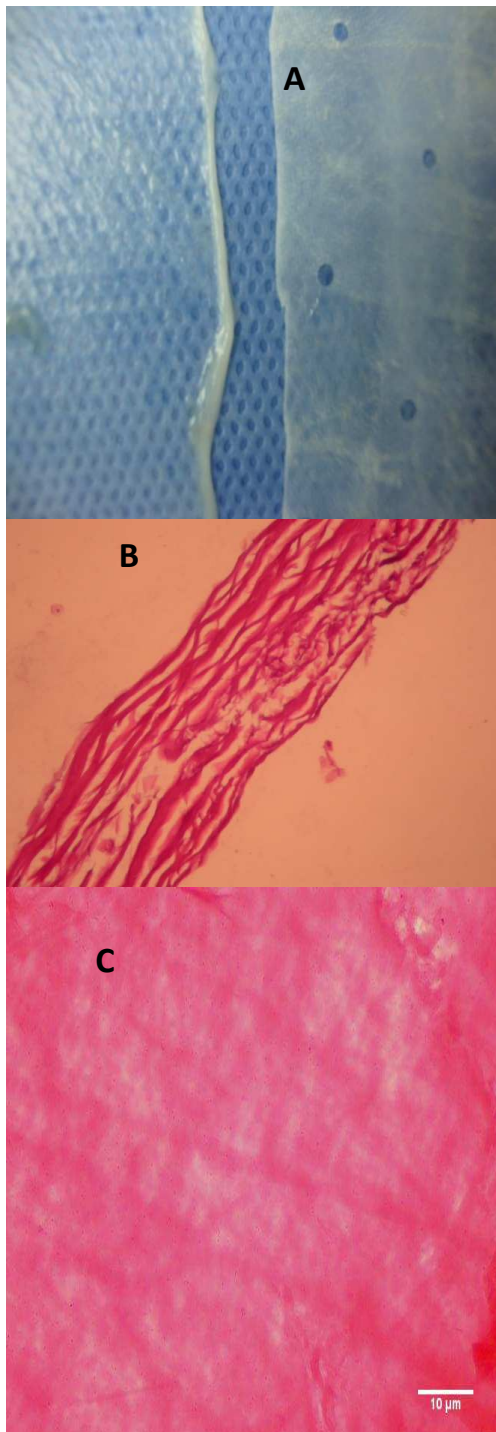


Figura Nro. 6: A) imagen macroscópica de SIS, B) imagen transversal de SIS teñido con hematoxilina eosina, C) imagen frontal del SIS teñido con hematoxilina eosina.

Permacol[®]: Colágeno de dermis de porcino tratado con hexametildisilolcinato, a diferencia de la anterior mantiene los enlaces entre sus moléculas lo que le confiere mayor estabilidad y durabilidad.¹²

El mecanismo de acción sería similar al resto de las mallas biológicas pero existe menos experiencia con este material. Cobb y cols¹² en un estudio retrospectivo compararon el PP y el Permacol[®], hallaron mayor número de recidivas e infecciones con este último.^{23, 29}

AlloDerm[®]: Es matriz extracelular de dermis cadavérica humana con las mismas características generales que el resto de las prótesis biológicas, es la de más reciente aparición. Fue utilizada por primera vez en 1992 para el tratamiento de quemados, posteriormente se extendió a cirugía plástica, otorrinolaringología y últimamente a la reparación de la pared abdominal²⁶

La experiencia clínica es escasa y con seguimientos a corto plazo. Schuster y cols³³ utilizaron el Alloderm en 18 pacientes con pared abdominal contaminada y observaron nueve recidivas (50%) en un período de seguimiento medio de nueve meses. Para los autores los resultados no justifican el costo del implante frente a otras alternativas como las mallas reabsorbibles de Vicryl[®]

Cabe hacer una aclaración con respecto a las mallas biológicas. Estas son bioprótesis surgidas sobre una base antigua de utilización de tejidos biológicos para la reparación de hernias y eventraciones.

Comenzaron siendo utilizadas para reparar defectos en campos contaminados, luego se extendió su utilización para todo tipo de defectos, y ya en los últimos congresos internacionales de la especialidad se está mencionando sus altos porcentajes de recidivas.

Estas matrices biológicas pueden ser utilizadas como armazón para el cultivo de células madre y desarrollar nuevas prótesis con la ayuda de la ingeniería de tejidos.

Mallas Biológicas. Debido a su costo y a su alto índice de fracaso desaconsejamos su empleo, tanto en cirugía abierta como laparoscópica, y limpia como contaminada. En la actualidad existen materiales mejores y mucho más económicos que pueden solucionar estos defectos

Nuestra recomendación y preferencia actual

La malla ideal todavía no existe; carecemos de la prótesis que cubra todas nuestras necesidades.

Luego de tantos años de existencia el PP continúa siendo el material más usado para reparar la mayoría de las hernias y eventraciones que se nos presentan a diario.

Para casos complejos, se debe seleccionar la malla en función del defecto y situación que presenta el paciente.

- La más utilizada y versátil continúa siendo la clásica malla de PP monofilamento. Es la que mejor se integra y mejor resiste la infección.
- La prótesis de POL parece presentar más reacción inflamatoria, infecciones, adherencias y fístulas.
- El PTFE-e no se integra, se cubre de una cápsula y si se contamina no se puede recuperar, siendo su extracción mandatoria. Por lo tanto nosotros no lo usamos para hernias ni eventraciones. Tiene indicación precisa cuando se debe colocar en contacto con las vísceras o como cierre transitorio del abdomen. No debe ser empleado en terrenos contaminados. Comenzó como la malla ideal para las reparaciones de eventración por vía lap, pero en la actualidad está entrando en desuso. Debido a su alto costo no recomendamos su empleo.
- Las mallas reabsorbibles tienen su indicación más clara en: reparaciones transitorias, casos contaminados, abdomen abierto y contenido o como complemento de mallas de PP cuando no existe el epiplón.
- Con respecto a las **mallas livianas** pensamos que pueden ser beneficiosas para la reparación de

las hernias tanto por vía laparoscópica como abierta, pero nosotros continuamos usando la clásica malla de PP por ser más económica. Se les adjudica tener mayor resistencia a la infección y provocar menos dolor, pero nosotros no hemos observado diferencias entre las mallas livianas y las de PP estándar. No empleamos las mallas livianas para grandes eventraciones, en estos casos preferimos usar mallas más pesadas y con mayor resistencia.

- Las **malla reabsorbible** las utilizamos con gran frecuencia para resolver casos complejos, abdomen abierto y contenido, defectos asociados a cirugías contaminadas o sucias y en combinación con mallas de PP (como protección intestinal)

- Las **mallas biológicas** según nuestro entender tendrían las mismas indicaciones que las sintéticas reabsorbibles, por lo tanto preferimos estas últimas por ser más seguras y económicas. El futuro de las mallas biológicas estará asociado a servir como matriz para el cultivo de células madre y la ingeniería de tejidos.
- Por último, pensamos que los próximos avances en mallas surgirán de la asociación de materiales sintéticos actuales con el cultivo de células madre y la ingeniería de tejidos.

BIBLIOGRAFIA:

1. **AMID PK.** Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery. *Hernia* 1997, 1: 15-21
2. **ANSALONI L, CATENA F, GAGLIARDI S,** y colab.: Hernia repair with porcine small-intestinal submucosa. *Hernia* 2007; 11: 321-326.
3. **BACHMAN S, RAMSHAW B.** Prosthetic material in ventral hernia repair: How do I choose? *Surg Clin N Am* 2008; 88: 101-112.
4. **BELLÓN JM, SERRANO N, RODRÍGUEZ M, GARCÍA HONDUVILLA N,** y colab.: Prótesis compuestas en las reparaciones de defectos de pared abdominal. Estudio comparativo del empleo de barreras físicas y/o químicas. *Cir Esp* 2005; 77 (6): 351-356.
5. **BELLÓN JM.** Bioprótesis: indicaciones y utilidad en la reparación de defectos herniarios de la pared abdominal. *Cir Esp.* 2008; 83: 283-289.
6. **BELLÓN JM.** Propuesta de una nueva clasificación de prótesis destinadas a la reparación de defectos herniarios en la pared abdominal. *Cir Esp.* 2005; 78(3):148-151.
7. **BREUING K, BUTLER CE, FERZOCO S,** y colab.: Ventral Hernia Working Group. Incisional ventral hernias: review of the literature and recommendations regarding the grading and technique of repair. *Surgery* 2010; 148 (3):544-558.
8. **BROWN CN, FINCH JG.** Which mesh for hernia repair? *Ann R Coll Surg Engl* 2010; 92: 272-278.
9. **BURNS NK, JAFFARI MV, RIOS CN, MATHUR AB, BUTLER CE.** Non-crosslinked porcine acellular dermal matrices for abdominal wall reconstruction. *Plast Reconstr Surg* 2010; 125 (1):167-176.
10. **BUTLER CE, BURNS NK, CAMPBELL KT, MATHUR AB, JAFFARI MV, RIOS CN.** Comparison of cross-linked and non-cross-linked porcine acellular dermal

- matrices for ventral hernia repair. *J Am Coll Surg* 2010; 211(3):368–376.
11. **CAVALLARO A, LO MENZO E.** Use of biological meshes for abdominal wall reconstruction in highly contaminated fields *World J Gastroenterol* 2010 April 21; 16(15): 1928-1933.
 12. **COBB GA, SHAFFER J.** Cross-linked acellular porcine dermal collagen (Permacol) for abdominal wall hernia repair: case-controlled study of operative variables and early complications. *Int Surg* 2005; 90:S24-9
 13. **CODA A, LAMBERTI R, MARTORANA S.** Classification of prosthetics used in hernia repair based on weight and biomaterial. *Hernia* 2012; 16:9–20.
 14. **CROVELLA F, BARTONE G, FEI L.** Incisional hernia. 2008 Springer 2007; 1-64.
 15. **CUMBERLAND VH.** *Med. J. Austr.* 1: 143, 1952
 16. **DEBORD JR.** Expanded polytetrafluoroethylene prosthetic patches in repair of large ventral hernia. In: Nyhus LM, Condon RE, eds, *Hernia* (4th ed) Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1995; 20: 328-336.
 17. **DEYSINE M.** Infection control in a hernia clinic: 24 year results of aseptic and antiseptic measure implementation in 4.620 “clean cases” *Hernia* 2006; 10: 25-29.
 18. **DONALD P. BAUMANN.** Bioprosthetic Mesh in Abdominal Wall Reconstruction. *Semin Plast Surg* 2012; 26: 18–24.
 19. **ERIKSEN JR, GÖGENUR I, ROSENBERG J.** Choice of mesh for laparoscopic ventral hernia repair. *Hernia* 2007; 11: 481-492.
 20. **GOLDSTEIN HS.** Selecting the right mesh. *Hernia* 1999; 3: 23-26.
 21. **GRECA FH, SOUZA-FILHO ZA, GIOVANINI A,** y colab.: The influence of porosity on the integration histology of two polypropylene meshes for the treatment of abdominal wall defects in dogs. *Hernia* 2008; 12:45-49
 22. **HELTON SW, FISICHELLA PM, BERGER R, HORGAN SET L.** Short-term outcomes with small intestinal submucosa for ventral abdominal hernia. *Arch Surg* 2005; 140: 549-562
 23. **KINGSNORTH A, LEBLANC K.** Hernias: inguinal and incisional. *Lancet* 2003; 362:1561-1571.
 24. **KLINGE U, CONZE J, KRONES CJ, SCHUMPELICK V.** Incisional hernia: Open techniques. *World J. Surg* 2005; 29: 1066-1072.
 25. **KLINGE U, KLOSTERHALFEN B.** Modified classification of surgical meshes for hernia repair based on the analyses of 1,000 explanted meshes. *Hernia* 2012; 16:251–258.
 26. **KLINGE U, KLOSTERHALFEN B, MÜLLER, SCHUMPELICK V.** Foreign body reaction to meshes used for the repair of abdominal wall hernias. *Eur J Surg* 1999; 165: 665-673.
 27. **KLINGE U.** Mesh for hernia repair. *British Journal of Surgery* 2008; 95: 539–540.
 28. **KORENKOV M, PAUL A, SAUERLAND E,** y colab.: Classification and surgical treatment of incisional hernia: Results of an experts’ meeting. *Langenbeck’s Arch Surg* 2001; 386: 65-73.
 29. **MISRA S, RAJ PK, TARR SM, TREAT RC.** Results of AlloDerm use in abdominal hernia repair. *Hernia* 2008; 12: 247-250.
 30. **O’DWYER, KINGSWORTH A, MOLLOY RG, SMALL PK,** Lammers B, Horeysek G. Randomized clinical trial assessing impact of a lightweight or heavyweight mesh on chronic pain after inguinal hernia repair . *Br J Surg* 2005; 92: 166–70.
 31. **ROBINSON TN, CLARKE JH, SCHOEN J, WALSH MD.** Major mesh-related complications following hernia repair. *Surg Endosc* 2005; 19: 1556-1560.
 32. **SCHUMPELICK V, KLINGE U.** Prosthetic implants for hernia repair. *Br J Surg* 2003; 90:1457–8.
 33. **SCHUSTER R, SINGH J, SAFADI BY, WREN SM.** The use of acellular termal matrix for contaminated abdominal wall defects: wound status predicts success. *Am J Surg.* 2006; 192: 594-587.
 34. **WHITE TJ, SANTOS MC, THOMPSON JS.** Factors affecting wound complications in repair of ventral hernias. *Am Surg* 1998; 64: 276-280

