

Tópicos puntuales sobre el uso de prótesis en la cirugía de hernia

Punctual topics on the use of prosthesis in the hernia surgery

Dr.C. José Miguel Goderich Lalán y Dr. Adolfo Rafael Jaén Oropesa

Hospital General Docente "Dr. Juan Bruno Zayas Alfonso", Santiago de Cuba, Cuba.

RESUMEN

La utilización de las bioprótesis en la cirugía de hernia es una realidad irrefutable, pues los beneficios son innegables. No obstante, es necesario que el cirujano posea un correcto conocimiento de ellas, en general, y de sus características, en particular, a fin de aplicar científica y éticamente cada uno de los implantes al alcance en el mercado internacional. En este trabajo se dejan establecidos los conceptos actuales y necesarios en esta cirugía; además, se exponen los orígenes, las complicaciones, las reacciones adversas, las formas de solucionar las complicaciones y la actualidad en la industria de bioprótesis. Los tópicos señalados permiten un conocimiento actualizado de las principales características y los usos de las mallas en la cirugía de hernia, lo cual puede ser de gran utilidad para el cirujano general, especializado en el tema o no.

Palabras clave: hernia, prótesis, biomateriales, cirugía de hernia.

ABSTRACT

The use of bioprosthesis in the hernia surgery is an irrefutable reality, because the benefits are undeniable. Nevertheless, it is necessary that surgeons have a correct knowledge of them, in general, and of their characteristics, particularly, in order to apply scientifically and ethically each of the implant that there are in the international market. In this work the current and necessary concepts in this surgery are established; also, the origins, complications, adverse reactions, the ways of solving complications and the present time in the bioprosthesis industry are exposed. The indicated topics allow a characteristic updated knowledge of the main characteristics and the uses of meshes in the hernia surgery, what can be of great usefulness for the general surgeon, specialized or not in the topic.

Key words: hernia, prosthesis, biomaterials, hernia surgery.

"Si pudiéramos producir tejidos de la misma densidad y consistencia de la aponeurosis y el tendón, el secreto de la curación radical de la hernia sería descubierto."

Theodore Billroth (1829-1894)

INTRODUCCIÓN

La utilización de las bioprótesis en la cirugía de hernia es una realidad irrefutable, pues los beneficios son innegables; ahora bien, en realidad se hace necesario que el cirujano posea un correcto conocimiento sobre estas, en general, y sus características, en particular, que le permita una aplicación científica y ética de cada uno de los implantes al alcance en el mercado internacional actualmente.

Con este trabajo, sus autores se propusieron realizar una revisión puntual en forma de tópicos sobre el tema, que no esté matizada por aspectos comerciales de determinada malla o fabricante, aunque se hace imprescindible el uso de sus nombres en muchos casos, lo que no determina la preferencia por alguna en particular, sino que sus características, utilización, resultados y posibilidades.

A tales efectos, resulta oportuno señalar que 20 % de la población mundial presenta algún defecto herniario, lo que constituye la primera causa de cirugía electiva en el planeta. Según se ha referido,¹ Parviz Amid afirmó: "En la actualidad hay suficiente evidencia bioquímica de alteración de los tejidos en la génesis de las hernias. El uso de estos tejidos defectuosos, especialmente en plastias con tensión, es una violación a los más básicos principios de la cirugía."

DESARROLLO

- Conceptos previos a biomateriales
 - Malla: tejido hecho con hilo o alambre que se enlaza consigo mismo formando agujeros.
 - Prótesis: pieza postiza en sustitución o refuerzo de una parte del cuerpo. Proviene del griego "colocar frente a".
 - Híbrido: por extensión se aplica a cosas en que se advierten dos procedencias o naturalezas distintas.
 - Dual: se aplica a cosas que tienen o constan de dos aspectos, o que se refieren a dos.
 - Laminar: de forma de lámina (trozo delgado y plano de un material cualquiera).
 - Composite: adjetivo inglés que significa compuesto o conjunto (tiene dos o más partes distintas).
- Definición de biomateriales

Conforme a lo establecido en la *Biomaterial Consensus Conference*, en 1983, biomaterial es la sustancia o combinación de sustancias, de origen natural o sintético, utilizada sola o en combinación y por un tiempo variable que puede sustituir una función del cuerpo. Todas las materias primas localizables en el mercado como metales y aleaciones, cerámicas, derivados del carbono, polímeros y tejidos biológicos, que se utilizan en los tratamientos quirúrgicos.^{1,2}

Reseña histórica

- Año 25 a.C.- 50 d.C. (primer uso): se emplearon tiras de gasa de celulosa con vinagre por los egipcios.
- Siglo XIV: Guy de Chauliac, y luego A. Paré, emplearon los dispositivos llamados "*troussés*" en el orificio inguinal externo.

- 1832: Belams usó la vejiga natatoria de peces.
- 1838: Wutzer notificó la aplicación del tapón metálico para ocluir el anillo interno.
- 1880-1890: Billroth inició las descripciones de materiales protésicos con colocación quirúrgica.
- 1900: Witzel y Goepel fabricaron a mano una malla de filigrana de plata.
- 1901: Mc Arthur usó tejidos autólogos como fascia.
- Posterior a 1909: se empleó piel total.
- 1918: Handley utilizó malla de seda.
- 1928: Goepel usó malla de acero inoxidable.
- 1930: Carothers creó y desarrolló el nylon.
- 1938: Roy Plunkett descubrió casualmente el politetrafluoroetileno (PTFE o teflón).
- 1940: Maloney usó malla de nylon.
- 1941: Whinfield y Dickson (químicos británicos) patentaron el poliéster (polietileno teraftalato - PET-).
- 1948: Koontz empleó malla de tantalio.
- 1949: Gossec usó piel modificada.
- 1951: Paul Hogan y Robert Banks inventaron el propileno.
- 1954: Giolo Natta desarrolló y polimerizó el propileno.
- 1955: Francis C. Usher fue el primero en introducir la malla de polipropileno.
- 1958: Ball usó plata en colocación preperitoneal.
- 1958-1959: Usher registró su uso por primera vez (Marlex R[®]).
- 1963: Shinsaburo Oshige (Sumitomo Electric Ind) expandió el PTFE.
- 1975: W.L. Gore lo usó en injertos vasculares.
- 1985: Wool empleó malla de politetrafluoroetileno expandido (PTFE-e)
- 1998: Klinge, junto a otros investigadores, utilizaron prótesis ligeras (Vypro I[®]).
- 2001: Greca aplicó prótesis de amplio poro (mejor depósito de colágeno I).

➤ Criterios de Cumberlaim y Scarles sobre prótesis ideal²

A luz de los conocimientos actuales es imposible concebir que existe una prótesis ideal. Ahora bien, aplicando los conocimientos de estos dos autores sí se puede encontrar lo que más puede ser concebido como tal: no modificada por los líquidos de los tejidos, ser físicamente inerte, no producir reacción inflamatoria de cuerpo extraño, no ser carcinógena, no producir un estado de hipersensibilidad o alergia, ser capaz de resistir tensión mecánica, ser capaz de fabricarse en la forma requerida, ser capaz de esterilizarse, ser monofilamentosa, tener poros mayores de 75 micras de diámetro, resistente a la infección, tejido de integración a la malla de patrón normal, permanencia constante en la pared abdominal, no producir adherencias, ser barata y asequible a todos.

Factores asociados al funcionamiento de la prótesis³

- Materia prima y diseño
- Polímero/tejido
- Resistencia
- Elasticidad
- Arquitectura
- Tamaño de poro
- Tamaño de fibra
- Densidad
- "Tejido"
- Biorreactividad

- Técnica de implantación
 - Posición en relación con las estructuras de la pared abdominal
 - Plegado de la prótesis
 - Método de fijación
- Situación clínica y factores del huésped
 - Actividad física
 - Obesidad
 - Respuesta inmunitaria a cuerpos extraños
 - Tendencia a la infección
 - Necesidad de reoperación
 - Otras enfermedades

Primera clasificación por Parviz Amid en 1997 (según tamaño del poro)¹⁻³

- Tipo I. Prótesis totalmente macroporosas, con poros mayores de 75 μ (Atrium[®], Marlex[®], Prolene[®] y Trelex[®]). PP monofilamento.
- Tipo II. Prótesis totalmente microporosas, con poros de 10-75 μ (Gore-Tex[®] y Dual Mesh[®]).
- Tipo III. Prótesis macroporosas y microporosas (Mersilene[®], Surgipro[®], MycroMesh[®]). PP multifilamento.
- Tipo IV. Materiales orgánicos con poros submicrométricos, menores de 10 μ : matriz dérmica acelular (AlloDerm[®] Life cell, Allomax[®], Davol, Bard[®]/Tutogenok, Flex HD[®] Ethicon).

El tamaño de los poros es los entrecruzamientos de los hilos o filamentos de una prótesis. En relación con el tamaño de: bacteria 1, macrófago 10 y fibroblasto 75.

- Poros grandes

Ventajas

- Excelente integración parietal
- Entrada de fibroblastos
- Adecuada neovascularización
- Acción de los macrófagos (reducción de infecciones)
- Evita el fenómeno "*bridging effect*"

Desventajas

- Aumenta su dureza
- Menos moldeable
- Cicatrización más anormal (fibrosis – adherencias)
- Encogimiento o contracción pasiva (PP de 30 %)
- Mal efecto intraperitoneal

Segunda clasificación (según sus componentes)³

Sintéticos

- No absorbibles (PP, PTFE-e)
- Totalmente absorbibles: Poliglactina (Vicryl R[®]) y Dexon R[®]
- Parcialmente capa absorbible: C-Qur[®] (PP y ácidos grasos omega-3) Glucamesh[®] (PP) y betaglucano de avena

No sintéticos o biológicos

1) Xenogénicas

- Surgisis R (matriz colágena de submucosa intestinal porcina)
- Permacol R (matriz acelular de colágena dérmica porcina)
- Pericardio bovino

2) Alogénicas

- AlloDerm R (matriz colágena humana acelular)
- Duramadre de cadáver

Tercera clasificación (según su densidad o peso)³

- Pesada (*heavy weight*): mayor de 80 g/m²
- Media (*medium weight*): de 50–80 g/m²
- Ligera (*light weight*): de 35–50 g/m²
- Ultraligera (*ultralight weight*): menor de 35 g/m²

➤ Peso - independiente - poro

- Prótesis de alta densidad³

- Peso de 95 - 110 g/m²
- Reacción inflamatoria intensa y crónica
- Gran fibrosis
- Formación de una cicatriz rígida
- Pérdida de elasticidad y distensibilidad de la pared abdominal
- Material hidrofóbico (tendencia a encapsularse)
- Aporte de 6 a 7 veces la resistencia (sobredimensionada)
- Marlex[®] (ejemplo clásico)

- Prótesis de baja densidad

- Reducción de la cantidad de cuerpo extraño
- Menor inflamación
- Mejor integración tisular
- Menos fibrosis
- Menos restricción de la pared
- Mejor resistencia a la rotura
- Mejor distensibilidad y/o elasticidad
- Distensión multidireccional
- Menor dolor a largo plazo
- Menos parestesias
- Mayor transparencia

Entre las prótesis de baja densidad comercializadas se encuentran:

- Vypro II[®] (PP y poliglactín 910)
- Ultrapro[®] (PP y poliglicaprone 25 monocryl).
- Parietex[®] (poliéster macroporo e hidrofílico).
- Vypro (Ethicon, Johnson & Johnson) -- primer ensayo de Klinge (1998) --

Para reducir la densidad de una prótesis se puede cambiar su estructura en poros más amplios de 3-5 mm (50 g/m²), reducir el material -- menos filamentos o filamentos más finos (0,5 mm) --, trenzar el PP con un material biodegradable o incorporar metales altamente biocompatible al PP.^{2,3}

Cuarta clasificación (según contacto visceral)

- Prótesis con contacto visceral
 - Proceed: PP-polidioxanona con cubierta de celulosa oxidada.
 - PTFE-e (Dualmesh[®]) capa lisa (poros de 3 mm) y rugosa (poros de 22 mm).
 - Sepramesh[®]: PP y hialuronato de sodio y carboximetilcelulosa.
 - Parietex Composite[®]: poliéster -colágena - polietilenglicol y glicerol
 - Parietene Composite[®]: PP - colágena - polietilenglicol y glicerol

- Prótesis- no contacto visceral
 - Prolene y Mersilene: menos 75 % de adherencias en su superficie (muy firmes y vascularizadas y difícil de lisar)

- Índice de adhesión⁴

Es la capacidad que tiene la malla para generar adherencias. La escala que mejor la define es la de Kiudelis, que consta de cuatro parámetros, establecidos en escalas: área de la malla que se cubre de adherencias en porcentaje, grado de vascularización de las adherencias, grosor de estas y fuerza de las adherencias.

También es importante conocer el índice de adhesión que se mide por sumatoria, con 0 como el valor mínimo y 12 como valor máximo. Así, se pueden mencionar que Proceed[®] cuenta con 2,75; Mersilene[®] con 9,20; Vypro[®] con 9,70 y Prolene[®] 9,50.

Clasificación según generación

- 1ra generación: nylon, acero, plata, tela de fortisan, entre otros.
- 2da generación: prolene convencional (Marlex[®]), poliéster, PTFE-e.
- 3ra generación: PP ligero, prótesis dual o composite.
- 4ta generación: prótesis biológicas, PP ultraligero.
- 5ta generación: materiales bioactivos con capacidad de liberar localmente factores de crecimiento.

Clasificación más actual⁴

- Prótesis reticulares
 - No absorbibles: PP (alta o baja densidad), poliéster
 - Parcialmente absorbibles: PP/poliglactin 910, PP/poliglecaprona
 - Absorbibles: poliláctico, poliglactin 910
 - Prótesis laminares
 - No absorbibles: PTFE-e, silicona, poliuretano
 - Absorbibles: submucosa intestinal porcina (SIS)

- Prótesis compuestas
 - Componentes no absorbibles (parietal): poliéster – PP – PTFE-e
 - Componente visceral:
 - 1) Químicos- reabsorbibles: láminas de colágeno, polietilenglicol, glicerol, ácido hialurónico, polidioxanona, carboximetilcelulosa, celulosa oxidada regenerada, ácidos omega-3.
 - 2) Físicos – no absorbibles: silicona, poliuretano, PTFE-e.

- Prótesis duales o composite
 - Bard Composix LP[®]: PP – PTFE-e
 - C-QUR Edge[®]: PP – ácidos grasos omega-3
 - Dual-Mesh[®]: PTFE-e rugoso – PTFE-e liso
 - HI-TEX Endo IA: poliéster -poliuretano
 - Intramesh T1[®]: PP – PTFE-e
 - Microval Intro[®]: PP - silicona
 - Parietex Composite[®]: poliéster - colágeno, polietilenglicol, glicerol
 - Parietene Composite[®]: PP - colágeno, polietilenglicol, glicerol
 - PL-PU 99: PP - poliuretano
 - Proceed[®]: PP - PDS celulosa oxidada y regenerada
 - Sepramesh[®]: PP - ácido hialurónico y carboximetilcelulosa
 - Surgimesh WN Non-adherente[®]: PP - silicona
 - Ti-Mesh[®]: PP – titanio
 - Laparomesh[®]: PP – silicona
- Fuerza tensil y elasticidad^{3,4}
 - Fuerza tensil de la pared: 16 N/cm (11 – 27), y de la región inguinal: 10 N/cm.
 - Elasticidad media en el varón: 23 ± 7 % en dirección vertical y 15 ± 5 % en dirección horizontal.
 - Elasticidad en la mujer: algo mayor.
 - Presión intraabdominal: % 8 – 150 mm de Hg (252 mm de Hg = 27 N/cm).
 - Prótesis pesada: soporta 10 veces esa tensión de rotura.
 - Prótesis pesadas – elasticidad bidireccional.
 - Prótesis ligera – elasticidad multidireccional.
 - Usar prótesis ligera con una menor resistencia a la rotura y con una mayor elasticidad.
 - La dirección más elástica paralela al diámetro mayor del defecto.
 - Margen mínimo respecto al borde del defecto de 4 cm.

Respuesta biológica³

Progresivamente, en el proceso de incorporación de una prótesis se observa, en forma secuencial: implantación de la prótesis, coágulo proteínico, adherencia de plaquetas, liberación de sustancias quimiotácticas, presencia creciente de macrófagos, fibroblastos y células musculares lisas en la zona, los macrófagos se unen, los fibroblastos/células musculares lisas secretan colágeno y al final tejido conjuntivo menos elástico y con alrededor de 80 % de la resistencia del tejido original. Cicatriz y el tejido conjuntivo alrededor de la prótesis se contrae, lo que reduce la zona cubierta originalmente por la prótesis

- Objetivos y mecanismos del uso de bioprótesis⁴
 - Realizar hernioplastias sin tensión.
 - Endurecer el peritoneo.
 - Efecto de tapón.
 - Redistribuir la presión intraabdominal.
 - Reforzamiento con tejido fuerte.
 - No realizar cierre del defecto.

- Indicaciones de las bioprótesis

- 1- Hernias de la pared abdominal con criterio para ello: cirugía convencional o cirugía por mínimo acceso
- 2- Hernias hiatales y diafragmáticas.
- 3- Sustitución de defectos de tumores de la pared abdominal o torácica.
- 4- Abdomen abierto.
- 5- Tratamiento quirúrgico conservador de vísceras macizas (bazo, riñón).
- 6- Hernias transvaginales.
- 7- Prevención de hernias (Laparomesh® de ASSut Europe SPA)

- Bioprótesis metálicas¹⁻⁴

- Filigranas de plata

Empleadas por Phells en 1894 con:

- Baja tasa de recurrencia
- Desintegración con lentitud
- Estimulación de la producción de tejido fibroso
- Poca irritación
- Molestias posoperatorias
- Tendencia a endurecerse
- Líquido, fístulas e infección

- Gasa de tantalio

Fue usada por Burke en 1940 y por Koontz en 1948:

- Ta73 (PA 180): similar al vidrio
- Gran fuerza tensil, ductibilidad y maleabilidad
- Estimulación de la incorporación de tejido fibroso
- Baja tasa de recurrencia y tolerancia a la infección
- Dificultad para ser retirada
- Fractura y fatiga
- Molestias posoperatorias

- Primera fibra pura sintética

Maloney la introdujo en 1940. Luego Aquaviva y Bounet, en 1944, le dieron el primer uso en operaciones por hernia inguinal:

- Menos reacción inflamatoria que el PP.
- Se degrada en el cuerpo por la tripsina y quimiotripsina.
- Uso en el tercer mundo de mallas "caseras" de poliamida.
- Tasa de recurrencia entre 1 y 7,5 %
- Excelente infiltrado fibroso
- Muy susceptible a la infección
- Pérdida de hasta 80 % de su resistencia

- Silastic

- Silicona (polímero más oxígeno, alternos con grupos alquilo ramificados)
- Silastic más dacrón y nylon
- Onfalocele y gastrosquisis en neonatos
- Escasos estudios a largo plazo

- Politetrafluoetileno
 - No adherencia, no agua
 - Tasa de recidiva de 2,7-4,3 %
 - No se incorpora a los tejidos
 - No tolera la infección
- Fibra de carbono

Jonhson y Jenkins comenzaron a utilizarla en 1980:

- Buena tolerancia
- Colágeno de alta calidad
- Tolera bien la infección
- Dudas en relación con el efecto cancerígeno

- Poliéster (Dacron®)

Este polímero del poliéster del etilenglicol y ácido tereftálico fue ideado en 1939, y en 1941, Whinfield y Dickson la patentaron en la *Calico Printers Association Ltd.* en Lancashire (Reino Unido). Fue comercializado por primera vez por Ethicon. Posteriormente, en 1956, fue empleada por Woltztenhome. Posee perfectas propiedades biomecánicas (R. Stoppa), y a partir de dicho polímero se fabrican Mersilene® y Parietex®. No obstante, existen dudas en cuanto a su efecto cancerígeno.

- Polipropileno

Usher notificó su uso por primera vez, de 1958 a 1959 (Marlex R®). Hoy, en el mundo, es considerado como el principal recurso bioprótesis de la moderna "herniología". Por ello, se señalan sus principales propiedades: polímero vinílico derivado del polietileno, bajo costo de producción, muy maleable y gran resistencia mecánica. No se funde por debajo de temperaturas de 160 grados centígrados, ni se modifica con los líquidos orgánicos. Tampoco pierde su fuerza tensil. Tiene "efecto velcro", o sea, que todo comienza al mismo tiempo en toda la extensión de la malla. Es altamente biocompatible y resistente a la infección. Además posee una adecuada respuesta fibroblástica, es flexible, impermeable, con baja tasa de recurrencia y resistente a la mayoría de las sustancias químicas.

El polipropileno PP pesado (Marlex R®, Prolene R®, Atrium®, peso de 80-100 g/m²) posee una fuerza tensil de 40-100 N/cm y fibras de 0,8 mm. La malla de 10 x 11 cm tiene 75 metros lineales de fibra de PP y la malla de 20 x 30 tiene 300 m. Se corta sin deshebrarse y puede moverse, arrugarse o enrollarse cuando no se fija. Su elasticidad es mínima en un solo sentido, y restringe la movilidad abdominal. Se encoge 30 % en 5 años: "contracción pasiva" por la cicatriz. No es inerte y produce reacción ante algún cuerpo extraño, con presencia crónica de macrófagos y polimorfonucleares, así como "infección crónica persistente", según Schumpelick. Puede ocasionar neoplasias a largo plazo (sarcoma) y no debe estar en contacto con las asas intestinales; asimismo, puede producir adherencias y fistulas en la piel. La reesterilización reduce su fuerza tensil de 100 N/cm a 58-66 N/cm y no se relaciona con recurrencia o infección. No se debe usar la malla contaminada con flujos corporales.

- PP monofilamento ligero (*light*)
 - Peso: menor de 35 g/m²
 - Fuerza tensil: 20 N/cm
 - Fibras: 0,5 mm
 - Poros más amplios, más transparentes
 - Contracción pasiva de 13 %
 - Amplia elasticidad en todos los sentidos
 - Mejor distensibilidad abdominal
 - Menor respuesta inflamatoria
 - Malla de 10 × 11 cm con 26 m lineales de PP
 - Malla de 20 × 30 cm con 105 m lineales de PP
 - Muy flexible y poca firmeza
 - Prolene Soft R, Bard R Soft Mesh
 - No contacto con asas o piel
 - Composición: titanio, poliglactina, poliglecaprone, polidioxanona

- Politetrafluoroetileno expandido (Gore-Tex[®])⁵

1963 Shinsaburo Oshige, Sumitomo Electric Ind

1975 W.L. Gore (injertos vasculares)

- Resistencia equilibrada
- Estructura tridimensional
- Poro de 20 a 25 micrones
- Muy biocompatible
- Mayor resistencia tensil
- Permite infiltración celular e incorporación de tejidos
- Contacto con vísceras
- No tolera infección

- Gore-Tex[®] (NG)^{3,6}

- Reconix[®]: estructura microscópica diferente, conformada por láminas de diferente porosidad que estimulan poderosamente el crecimiento tisular hacia los intersticios.
- Mycromesh[®]: reconfiguración del STP (1993), poros espaciados en forma irregular, que permiten un mayor paso de fibroblastos y colágenos.
- Dualmesh[®]: dos capas, una de ellas con intersticio de 3 micrones que sirve como barrera para la incorporación de tejido, minimizando la formación de adherencias; la otra capa, con intersticios de 17 a 22 micrones, lo que permite la invasión de fibroblastos y colágeno.
- Composix[®]: lámina de Marlex[®], con un plano de Gore-Tex[®] en una de sus superficies.

- Bioprótesis y medios de fijación³

- Presión intraabdominal
- Suturas
- Pegamentos biológicos
- Grapas-tackers

- Prótesis y reesterilización

Las principales formas de reesterilización, que se han utilizado en este tipo de cirugías son: cámara de óxido de etileno a 100 %, autoclave de vapor, clorhexidina (hibimax a 5

%), glutaraldehído, soluciones bactericidas, virucidas, fungicidas y esporicidas (Bactex[®], Sprorxin[®], Germicidin[®] y Adaspor[®] de Euromedical), con un máximo de reesterilizaciones por 3 sesiones de 30 minutos a 121 grados centígrados.

- Bioprótesis e infección^{3,5}

La incidencia de infección registrada internacionalmente es de 5-25 %. Según la experiencia de los autores de este artículo, adquirida por más de 20 años, es de 3,1 %. Su mecanismo de protección se puede resumir en los siguientes pasos: la bacteria entra a la herida quirúrgica y produce una sustancia adhesiva (adhesina), se adhiere a la fibronectina, fibrinógeno y colágeno presentes en los fluidos del huésped. La prótesis forma una película glicoproteínica disponible para la célula y la bacteria. Por su parte, la bacteria forma una película polisacárida, de manera que los antibióticos no pueden acceder a ella.

- De valor en el abdomen abierto^{2,4,8}

En la primera etapa se debe generar un tejido de soporte, con el empleo de prótesis acelular y totalmente biocompatible, y la mínima reacción de un cuerpo extraño: colágeno de origen animal (porcino) o humano. Prótesis reabsorbibles de tipo Vicryl[®].

- Bioprótesis y seromas⁶⁻⁸

- Incidencia de 1 y 10 %.
- Reacción inflamatoria ante algún material extraño.
- Espacio muerto creado entre la malla y los tejidos.
- Disección para la búsqueda de bordes aponeuróticos sanos.
- Evitación de contacto de la prótesis con el tejido subcutáneo adiposo.
- Drenajes.
- Malla macroporosa: permite el flujo del líquido y se integra bien con fibrosis acelerada.

Entre las principales realidades del trabajo diario, tanto referido en publicaciones extranjeras^{3,6} como nacionales, se deben usar racionalmente las prótesis; además de esterilizar en autoclave de vapor hasta 121 grados centígrados, y fijar con PP, profilaxis antibiótica. También se deben sumergir la prótesis en SSF y aminoglucósidos, y emplear soluciones bactericidas, virucidas, fungicidas y esporicidas.

CONCLUSIONES

Los puntos señalados permiten un conocimiento actualizado de las principales características y los usos de las mallas en la cirugía de hernia, lo cual puede ser de gran utilidad para el cirujano general, especializado en la materia o no.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. López-Canoa M, Barreiro Morandeira F. Prótesis en el tratamiento de las eventraciones. *Cir Esp.* 2010; 88(3): 152–7.
2. Earle DB, Mark LA. Material protésico en la reparación de la hernia inguinal: ¿cómo elegirlo? *Surg Clin N Am.* 2008; 88: 179–201.

3. Bellón JM. Implicaciones de los nuevos diseños protésicos de baja densidad en la mejora de la reparación de defectos herniarios. *Cir Esp.* 2009; 85(5): 268–73.
4. 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): 148-51.
5. Bellón JM. Bioprótesis: indicaciones y utilidad en la reparación de defectos herniarios de la pared Abdominal. *Cir Esp.* 2008; 83(6): 283-9.
6. Aguayo-Albasini JL, Moreno-Egea A, Torralba-Martínez JA. El laberinto de las prótesis composite en las eventraciones. *Cir Esp.* 2009; 86(3): 139–46.
7. Hernández López A, Aguirre Olmedo I, Morales Vargas JM. Materiales protésicos en patología herniaria. *Cirugía Endoscópica.* 2009; 10(2): 68-74.
8. Mayagoitia González JC. *Hernias de la pared abdominal. Tratamiento actual.* 3 ed. México, D.F.: Editorial Alfil; 2014.

Recibido: 14 de marzo de 2015.

Aprobado: 16 de marzo de 2015.

José Miguel Goderich Lalán. Hospital General Docente “Dr. Juan Bruno Zayas Alfonso”, avenida Cebreco, km 1½, reparto Pastorita, Santiago de Cuba, Cuba. Correo electrónico: pepin@medired.scu.sld.cu