



CIRUGÍA ESPAÑOLA

www.elsevier.es/cirugia



Artículo especial

Prótesis en el tratamiento de las eventraciones

Manuel López-Cano^{a,*} y Francisco Barreiro Morandeira^b

^aUnidad de Pared Abdominal, Servicio de Cirugía General, Hospital Universitario Vall d'Hebrón, Universidad Autónoma de Barcelona, Barcelona, España

^bUnidad de Pared Abdominal, Hospital Clínico Universitario, Santiago de Compostela, A Coruña, España

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 24 de septiembre de 2009

Aceptado el 27 de diciembre de 2009

On-line el 4 de marzo de 2010

Palabras clave:

Eventración

Prótesis

Pared abdominal

Cirugía electiva

R E S U M E N

Diferentes y numerosas prótesis han sido diseñadas para facilitar la reparación de las eventraciones y es de esperar que se diseñen más en el futuro. En este contexto es difícil escoger la más adecuada. El comportamiento biológico del material debe ser una parte fundamental en la selección, aunque este comportamiento variará en función de las características de las diferentes prótesis de que se dispone. Un adecuado conocimiento de la relación del material con la dinámica de la pared abdominal es otro elemento importante a la hora de seleccionar. Finalmente, se ha de tener una idea de lo que se puede esperar de las prótesis para una reparación estable y sin efectos secundarios a largo plazo. En este trabajo se analiza el panorama protésico más comúnmente disponible para la cirugía de las eventraciones en situación no urgente.

© 2009 AEC. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Prosthetic material in incisional hernia surgery

A B S T R A C T

There are different designs of prosthesis for use in the repair of incisional hernia, and it is often difficult to choose the most appropriate. The biological behaviour of the material must be a key part in the selection, although this behaviour will vary depending on what materials are available. A proper understanding of the relationship of the material with the abdominal wall dynamics is another important factor in this selection. Finally we need a stable repair without long term side effects. This paper analyses the prostheses more commonly available for incisional hernia surgery in the non-emergency situation.

© 2009 AEC. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Keywords:

Incisional hernia

Prosthesis

Abdominal wall

Elective surgery

Introducción

La indicación actual de utilizar material protésico en la reparación de las eventraciones está bien fundamentada, pero todavía no se ha encontrado una prótesis única ideal¹.

Por este motivo, diferentes y numerosas prótesis han sido diseñadas para facilitar el cierre de estos defectos de la pared abdominal y es de esperar que se diseñen más en el futuro. Probablemente, cada nuevo producto se anunciará como una mejora sustancial del biomaterial, aunque para muchos de

*Autor para correspondencia.

Correos electrónicos: manulopez@vhebron.net, 27689mlc@comb.cat (M. López-Cano).

estos nuevos productos no existirán suficientes datos experimentales y/o clínicos que puedan sostener eficazmente su uso¹. Es difícil «navegar» a través de todo este mercado.

Un cirujano en periodo de formación y que observa toda esta variedad de elección ha de tener una visión y conocimiento de los diferentes materiales protésicos. Sin embargo, quizás tenga que saber que, independientemente del tipo de prótesis, es de capital importancia realizar una buena técnica de implantación de la misma. Un cirujano ya formado deberá decidir que técnica y que prótesis son las más adecuadas en un escenario clínico concreto.

El objetivo de este trabajo es analizar el panorama protésico más comúnmente disponible para la cirugía de las eventraciones en situación no urgente a través de las siguientes preguntas: ¿qué repercusión biológica tiene la colocación de una prótesis?, ¿de que material protésico se dispone?, ¿qué se pretende conseguir con la colocación de una prótesis? y ¿qué prótesis usar?

¿Qué repercusión biológica tiene la colocación de una prótesis?

La colocación de un material protésico en la herida quirúrgica de la reparación de una eventración determina un ambiente tisular único en el cual la secuencia normal de la cicatrización (coagulación, inflamación, angiogénesis, epitelización, fibroplasia, formación de matriz extracelular y contracción)² está en íntimo contacto con el material extraño. Este material va a determinar el inicio de una respuesta inflamatoria, donde los componentes celulares implicados incluyen plaquetas, monocitos, macrófagos y leucocitos polimorfonucleares. Además, habrá otras células como los fibroblastos, las células endoteliales y las células musculares lisas.

La respuesta inflamatoria normalmente ocurre en 4 fases: una respuesta inflamatoria aguda, una respuesta inflamatoria crónica, la reacción a cuerpo extraño y, finalmente, la fibrosis.

Inmediatamente después de implantar un material protésico, este se recubre (adsorción) por proteínas plasmáticas (sobre todo albúmina, IgG y fibrinógeno)³, que se distribuirán dependiendo de sus afinidades eléctricas y propiedades bioquímicas, que a su vez variarán según el material protésico (efecto Vroman)⁴. Estas proteínas interaccionarán con los componentes celulares implicados en la respuesta inflamatoria. Puesto que la concentración de proteínas adsorbidas dependerá del tipo de material protésico, la interacción también será diferencial. Además, las superficies protésicas activan el complemento en su vía clásica y su alternativa (sobre todo generando el factor C5a). La magnitud de esta activación dependerá de nuevo del tipo de material protésico. La generación de C5a tendrá importantes implicaciones, sobre todo, su capacidad quimiotáctica sobre las células inflamatorias.

Los principales componentes celulares implicados en la respuesta inflamatoria serán plaquetas, monocitos, macrófagos y leucocitos polimorfonucleares. Cada una de estas células tendrá distintos papeles respecto al material protésico.

Las plaquetas activadas liberarán sustancias (serotonina, epinefrina, adenosin-difosfato, etc.), que atraerán más pla-

quetas, y otros elementos celulares, que aumentarán la fase aguda de la cicatrización⁵. Los leucocitos polimorfonucleares, aunque no sean capaces de fagocitar el material protésico, sí serán activados y secretarán sustancias (enzimas proteolíticas) que jugarán un importante papel en la «limpieza» de la herida y en la eliminación de tejido muerto⁶. Los monocitos se diferenciarán en monocitos inflamatorios, estos a macrófagos y estos a macrófagos activados. De nuevo, el grado de infiltración por macrófagos dependerá de las características del material⁷. Los macrófagos activados liberarán sustancias (leucotrienos B₄, factor de crecimiento derivado de las plaquetas [PDGF], factor de crecimiento fibroblástico [FGF], factor de crecimiento β [TGF β], interleuquina 1 [IL1] e interleuquina 6 [IL6]), que mantendrán y modularán la respuesta celular en la interfaz prótesis/sangre/tejido.

Son muy numerosos los factores biológicamente activos que se liberan por las diferentes células y que afectan a la repuesta biológica frente al material protésico. Sin embargo, los llamados factores de crecimiento juegan un importante papel. Hay 5 grandes grupos de factores de crecimiento con un papel relevante en la respuesta biológica frente a una prótesis⁸, algunos ya mencionados: 1) PDGF, favorece la proliferación de células musculares lisas y fibroblastos, 2) FGF, potente mitógeno para células musculares lisas, células endoteliales y fibroblastos, su producción puede estar aumentada en presencia de material protésico^{9,10}, 3) TGF β , favorece la producción de fibroblastos, atrae y activa a los monocitos, el material protésico puede aumentar su expresión¹¹, 4) factor de crecimiento insulina-like [IGF], producido por plaquetas y fibroblastos, es un potente quimiotáctico para las células endoteliales¹², 5) el factor de crecimiento epidérmico [EGF] se haya en concentraciones elevadas en las plaquetas e interviene en la migración y proliferación de las células endoteliales, favoreciendo la producción de proteínas de la matriz extracelular, su papel en relación a una prótesis no se conoce completamente aunque puede promover la endotelización^{13,14}.

A las pocas horas de colocar una prótesis sintética para la reparación de una eventración la interfaz prótesis/tejido está densamente poblada por células inflamatorias y mediadores de la inflamación previamente mencionados. Aproximadamente una semana después de la implantación de la prótesis, la población celular estaba ampliamente compuesta de fagocitos mononucleares que, posteriormente, se diferenciarán en macrófagos. Estas células secretarán un amplio número de proteínas efectoras que ayudaran a modular la respuesta biológica^{15,16}. La reacción inflamatoria sellará el cuerpo extraño en un granuloma epiteliode. En presencia de un material protésico indigerible, los macrófagos coalescen, dando lugar a células gigantes a cuerpo extraño¹⁷. No está claro el papel de estas últimas células, pero permanecerán de forma indefinida en presencia de una prótesis no absorbible.

La fase final de la respuesta biológica es la síntesis de tejido conectivo. Los fibroblastos sintetizarán y excretarán al espacio extracelular colágeno en su forma de monómero. En dicho espacio polimerizará en una estructura helicoidal insoluble. Se produce una red de colágeno durante aproximadamente 21 días, después de los cuales habrá un cambio en la proporción de colágeno inmaduro (tipo III) a colágeno maduro (tipo I). La red tridimensional de colágeno crecerá

alrededor y a través de la prótesis. Como consecuencia de esta remodelación la resistencia mecánica aumentará progresivamente hasta aproximadamente 6 meses después de realizada la herida quirúrgica. Sin embargo, al final de este periodo el tejido neoformado solo conseguirá el 80% de la resistencia mecánica normal de la piel o la fascia. Otras propiedades como la elasticidad o la capacidad de absorción de energía serán aún menores. El resultado final es un tejido más débil y quebradizo de lo normal. Una prótesis no absorbible sobre la que crezca ese tejido neoformado ayudará a suplementar estos déficits¹⁸.

Como ya se ha mencionado la intensidad y duración de toda esta reacción huésped/prótesis depende del tipo y cantidad del material usado¹⁸. A su vez, de esto puede depender la mayor o menor rigidez de la pared abdominal después de la intervención, el dolor a largo plazo o la sensación de la presencia del material en la zona quirúrgica y la mayor o menor contracción de la prótesis/tejido con su posible influencia en la recurrencia.

¿De qué material se dispone?

Los riesgos y beneficios del material protésico se fundamentan en aspectos específicos de su respuesta biológica y en características de su manipulación, que a su vez se relacionan con su propia estructura. Dado que esto no es uniforme por la variabilidad de manufacturación, se hace muy difícil, si no imposible, hacer equivalencias entre las prótesis existentes. Las más comúnmente disponibles son: prótesis sintéticas no absorbibles, prótesis sintéticas no absorbibles con «barrera» y prótesis sintéticas parcialmente absorbibles. No se analizan en este trabajo las prótesis reabsorbibles ni las prótesis biológicas que en la actualidad tienen un uso limitado y concreto en la práctica diaria.

Prótesis sintéticas no absorbibles

Son las usadas con más frecuencia. Por este motivo, es posible que sean las más estudiadas en lo que respecta a las propiedades biológicas y resultados clínicos.

Polipropileno

Es la prótesis sintética más ampliamente usada¹⁹. Es reticular, hidrofóbica, electroestáticamente neutra y resistente a la degradación biológica²⁰. No obstante, en el análisis al microscopio electrónico de polipropileno (PP) explantado de pacientes se han observado alteraciones del material pero sin repercusión clínica²¹.

Se manufactura en una variedad de formas, cada una con su mono o multifilamento, junto con su densidad (peso) y tamaño de poro únicos. Sin embargo, la densidad y porosidad óptimas permanecen desconocidas²². La respuesta biológica al PP es intensa y hace que, finalmente, este sea envuelto por un tejido cicatrizal consistente, que determina una sólida incorporación de la prótesis a la pared abdominal. Esta respuesta puede variar dependiendo de su densidad, tamaño

del filamento, tamaño del poro, arquitectura, así como de la respuesta individual de cada portador^{23,24}. La repercusión clínica de una intensa respuesta biológica puede ser un dolor crónico, disconfort y/o sensación de presencia del material^{25,26}. Por el mismo motivo, si el PP está en contacto directo con las vísceras abdominales puede dar lugar a una obstrucción intestinal o a una fistula²⁵.

Poliéster

Es el término textil del polietilentereftalato. Es reticular, hidrofílico y su respuesta biológica en términos de formación de cicatriz es similar a la del PP^{27,28}. La repercusión clínica en forma de posibles complicaciones a largo plazo también es similar al PP²⁵. Se ha descrito su degradación con el tiempo, sobre todo en un contexto de infección²⁹. Sin embargo, la significación clínica de esta degradación es dudosa en términos de reparación de hernias de la pared abdominal³⁰. Al igual que el PP se produce en una amplia variedad de formas.

Politetrafluoroetileno expandido

Es un material laminar, hidrofóbico cuya respuesta biológica determina una mínima reacción inflamatoria y la densidad de la cicatriz es menor que la de los materiales no absorbibles descritos previamente¹⁸. Un neot Tejido se desarrolla a lo largo de la superficie del material, pero con mínima distorsión del mismo o contracción de la cicatriz³¹. Debido a su escasa reacción inflamatoria y pocas adherencias ha sido ampliamente usado para su colocación en posición intraperitoneal¹⁸. Se fabrica de diferentes maneras y con diferentes arquitecturas. Las características de las diferentes variedades fueron comparadas en defectos de pared abdominal en conejos³², no se observaron ventajas de alguna variedad sobre las otras en ese modelo experimental. Por la escasa reacción inflamatoria y poca densidad de la cicatriz generada, la incorporación de este material a la pared abdominal puede ser fácil de romper, por lo que una adecuada fijación del mismo es bastante importante³³.

Prótesis sintéticas no absorbibles con «barrera»

En respuesta al reto que significa colocar PP o poliéster dentro de la cavidad abdominal y en contacto directo con su contenido, se han diseñado algunas prótesis de estos materiales que incorporan en una de sus caras una «barrera» que permite el contacto directo con las vísceras. La premisa básica de esta «barrera» es minimizar la respuesta biológica, disminuyendo la adherencia inicial de mediadores de la inflamación y células inflamatorias al material y así inhibir parcialmente el inicio de la cascada inflamatoria, disminuyendo la intensidad global de la respuesta. La «barrera» puede ser física (no absorbible) o química (absorbible): politetrafluoroetileno expandido, poliuretano, celulosa regenerada oxidada, ácidos grasos omega-3, colágeno, betagluanos. Numerosos estudios experimentales documentan las propiedades antiadhesivas de estos compuestos, ya sea con barrera física o química^{32,34-38}. Por el contrario, la literatura respecto a

su comportamiento clínico observado en reintervenciones es escasa³⁹.

Prótesis sintéticas parcialmente absorbibles

Para reducir la densidad del material y la consiguiente respuesta inflamatoria, manteniendo la manejabilidad intraoperatoria y la resistencia de la prótesis a largo plazo se han desarrollado diseños con mezcla de material no absorbible (PP) y material absorbible (poliglactín 910, poliglecaptopona 25)^{40,41}. Desde un punto de vista experimental, parece que estas prótesis presentan diferencias en una variedad de marcadores inflamatorios, revelando menor respuesta biológica respecto a compuestos no absorbibles como el PP^{42,43}. Las ventajas vistas en el laboratorio parece que se confirman en trabajos clínicos randomizados⁴⁴ que demuestran un menor dolor y disconfort, cuando se utilizan estas prótesis, aunque se comunica también una mayor tendencia a la recidiva de la hernia. Los autores, sin embargo, atribuyen esto último a una defectuosa técnica de fijación del material, más que al material en sí mismo⁴⁴. En cualquier caso, para confirmar su posible influencia negativa en la recidiva se precisan trabajos clínicos con un seguimiento a largo plazo.

¿Qué se pretende conseguir con la colocación de una prótesis?

Es obvio que el objetivo primordial de colocar una prótesis en la intervención quirúrgica de una eventración es tener una reparación duradera y estable, sin efectos secundarios a largo plazo para el paciente. En otras palabras, una reparación con ausencia de recidiva y de dolor crónico.

¿Es posible conseguir la ausencia de recidiva?, el único estudio poblacional que existe respecto a los resultados de la reparación quirúrgica de una eventración ofrece datos contradictorios⁴⁵. Después de analizar 10.822 pacientes la incidencia acumulada de recidiva con y sin prótesis mostraba un aumento lineal a lo largo de los años, similar a los 2 procedimientos. Este estudio sugiere que la prótesis solo puede aspirar a retrasar durante años la aparición de una recidiva, ya que esta no depende únicamente de la colocación de un material en la pared abdominal, sino de un complejo trastorno biológico. Sería solo un tratamiento paliativo de una compleja enfermedad.

Si es posible que la recidiva no se pueda evitar y solo se retrase por el uso de una prótesis, ¿nos hemos de centrar en prevenir la aparición de efectos secundarios a largo plazo? Ya se han comentado más arriba los efectos biológicos y, por consiguiente, clínicos que pueden tener los diferentes diseños protésicos. Por este motivo, sería recomendable elegir la prótesis teniendo presente 2 premisas, que probablemente incidan directamente en la disminución de efectos secundarios a largo plazo. Por un lado, seleccionar prótesis que se ajusten a las necesidades mecánicas de la pared abdominal que se conocen en la actualidad y, por otro, seleccionar los diseños protésicos que a la vista de los datos actuales produzcan menos efectos biológicos.

Características de las prótesis respecto a la mecánica de la pared abdominal

Cuando se coloca una prótesis en la pared abdominal es importante saber qué se está reemplazando o qué se está reforzando. La pared abdominal desarrolla una fuerza y tiene una elasticidad. Además, esta sometida a la acción de la presión intraabdominal. Se han estudiado la fuerza y elasticidad de la pared abdominal, se calculó que la fuerza eran 16 N/cm. La elasticidad media de la pared de un varón a 16 N/cm eran $23 \pm 7\%$ en la dirección vertical y $15 \pm 5\%$ en la dirección horizontal. En la pared de una mujer la elasticidad media a 16 N/cm eran $32 \pm 7\%$ en la dirección vertical y $17 \pm 5\%$ en la dirección horizontal⁴⁶. La presión intraabdominal que soporta la pared abdominal con diferentes gestos (tosar, saltar, levantar pesos) puede llegar hasta 252 mmHg, esto se correlaciona con fuerzas de la pared abdominal de hasta 27 N/cm⁴⁷. Teniendo presentes estos valores entre 16 y 27 N/cm podremos relacionarlos con la fuerza necesaria para romper las prótesis que se usan de forma habitual en la reparación de las eventraciones. Así, en un estudio se observó que las prótesis sintéticas no absorbibles se rompen a una fuerza de aproximadamente 56 N/cm⁴⁸, en este mismo estudio se observó que las recidivas en humanos se producen en la interfaz material/tejido (margen de la prótesis). Posteriormente, en modelos experimentales⁴⁹ se comprobó que a presiones intraabdominales de 200 mmHg la prótesis no se rompe, pero se separa en los bordes del defecto herniario, excepto cuando hay un amplio margen de prótesis (4 cm como mínimo) respecto al borde, además, este fenómeno se acentúa si la dirección más elástica de la prótesis no se coloca paralela a la dirección del diámetro mayor del defecto. Otros trabajos en animales de experimentación (cerdos), que estudiaban la resistencia mecánica a la ruptura, observaron que el tejido sin prótesis se rompía a 232 N/cm, las prótesis sintéticas parcialmente absorbibles a 576 N/cm y las prótesis sintéticas no absorbibles necesitaban fuerzas entre 590 y 1.218 N/cm para romperse⁵⁰. A partir de los datos descritos previamente, se puede decir que la mayoría de las prótesis más comúnmente utilizadas para tratar eventraciones tienen sus propiedades sobredimensionadas, respecto a la mecánica de la pared, que tratan de reforzar y/o reemplazar y que, desde el punto de vista de la dinámica de la pared abdominal, cuando se repara una eventración, puede ser recomendable orientar la prótesis con su dirección más elástica paralela al diámetro mayor del defecto y con un margen mínimo respecto al borde del defecto de 4 cm.

Características de las prótesis respecto a los efectos secundarios a largo plazo (dolor crónico y rigidez abdominal)

La tendencia actual en el diseño de las prótesis sintéticas no absorbibles, sintéticas no absorbibles con «barrera» y parcialmente absorbibles es a disminuir la cantidad de material presente, ya sea una prótesis laminar o reticular⁵¹. En los casos de prótesis reticulares se consigue reduciendo el diámetro de las fibras y su número, que se traducirá en una disminución de la densidad o peso y en un aumento del tamaño del poro. El objetivo de esta tendencia es fabricar prótesis que tengan una respuesta biológica más atenuada

que determine una menor incidencia de manifestaciones clínicas no deseadas y, a su vez, se adapte a la dinámica fisiológica de la pared abdominal^{40,52}. Así, frente a las prótesis clásicas sobredimensionadas o de alta densidad o alto peso o conocidas también por el término anglosajón *heavyweight* han surgido las denominadas prótesis de baja densidad o bajo peso o *lightweight*, que se deben considerar equivalentes a menos material y poro grande⁵⁰. Desafortunadamente y como se ha mencionado previamente, la densidad y porosidad óptimas permanecen desconocidas²¹. Estas prótesis de baja densidad han demostrado no estar tan sobredimensionadas produciendo una menor inflamación y mejor integración tisular que los materiales clásicos y, además, se han asociado con menor dolor a largo plazo, menos parestesias y/o reacción a cuerpo extraño con una mejora de la elasticidad de la pared abdominal sin disminución de las necesidades de resistencia tensil del material^{26,40-42,44,46,48,50}.

¿Qué prótesis usar?

El material más ampliamente usado en la actualidad para reparar una eventración sigue siendo el PP clásico¹⁹. Este material, al ser denso y con un grado de rigidez elevado es fácil de manipular y puede proporcionar una sensación de haber realizado una reparación «sólida» y «consistente» de la eventración. Obviamente, por estos motivos la mayoría de los cirujanos pueden experimentar un elevado grado de confort y satisfacción técnica con su uso. Sin embargo, como se ha mencionado con anterioridad este material clásico está sobredimensionado con las potenciales complicaciones que esto puede determinar. Las prótesis de baja densidad pueden ofrecer actualmente una alternativa no sobredimensionada con menos complicaciones a largo plazo y sin perder el efecto mecánico que debe ejercer una prótesis en la reparación de una eventración. Teniendo esto presente, es posible que un cirujano interesado en la cirugía de la pared abdominal pueda estandarizar una única técnica para la inmensa mayoría de las eventraciones electivas que interviene. La técnica escogida puede ser la que domine con mayor eficacia y eficiencia ya sea laparoscópica o abierta (prefascial, retromuscular o intraabdominal), puesto que en la actualidad no hay ninguna técnica en la reparación de las eventraciones que haya demostrado ser mejor que las otras⁵³. Es posible que la estandarización técnica en la mayoría de los pacientes mejore los resultados a corto y a largo plazo y, además, limite el número de prótesis que se puedan necesitar, ya que se terminará escogiendo la que mejor se adapte al procedimiento realizado y que potencialmente produzca menos efectos secundarios. Además, esto probablemente dé lugar a una reducción en el coste económico de una cirugía que requiere un material protésico. Obviamente, habrá eventraciones en las que se necesite salir de esta estandarización para escoger la técnica y la prótesis más adecuada para ese caso concreto. Con los productos nuevos que se presenten, el cirujano deberá sopesar su utilidad a la luz de la evidencia científica que tengan, bien sea experimental o clínica. Si no hay evidencia de ningún tipo para esas prótesis nuevas, quizás inicialmente solo se deban utilizar con una finalidad

investigadora, bien en el contexto de un estudio clínico o experimental⁵⁴.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

BIBLIOGRAFÍA

- Penttinen R, Grönroos JM. Mesh repair of common abdominal hernias: a review on experimental and clinical studies. *Hernia*. 2008;12:337-44.
- Regan MC, Barbul A. The cellular biology of wound healing. En: *Wound Healing*, editores G Schlag and H Redl: Springer-Verlag; 1994; p. 3-7.
- Andrade JD, Hlady V. Plasma protein adsorption: the big twelve. *Ann NY Acad Sci*. 1987;516:158-72.
- Vroman L. Methods of investigating protein interaction on artificial and natural surfaces. *Ann NY Acad Sci*. 1987;516:300-5.
- Ito RK, Rosenblatt MS, Contreras MA, Brophy CM, LoGerfo FW. Monitoring platelet interactions with prosthetic graft implants in a canine model. *ASAIO Trans*. 1990;36:M175-8.
- Lackie JM, DeBono D. Interactions of neutrophil granulocytes and endothelium in vitro. *Microvasc Res*. 1977;13:107-12.
- Greisler HP, Dennis JW, Endean ED, Ellinger J, Friesel R, Burgess W. Macrophage/biomaterial interactions: the stimulation of endothelialization. *J Vasc Surg*. 1989;9:588-93.
- Bennett NT, Schultz GS. Growth factors and wound healing: biochemical properties of growth factors and their receptors. *Am J Surg*. 1993;165:728-37.
- Baird A, Mormede P, Böhlen P. Immunoreactive fibroblast growth factor in cells of peritoneal exudate suggests its identity with macrophage-derived growth factor. *Biochem Biophys Res Commun*. 1985;126:358-64.
- Greisler HP, Ellinger J, Henderson HC. The effects of a fan atherogenic diet on macrophage/biomaterial interaction. *J Vasc Surg*. 1991;14:10.
- Petsikas D, Cziperle DL, Lam TM. Dacron-induced TGF- β release from macrophages: effects on graft healing. *Surg Forum*. 1991;42:326-8.
- Grant M, Jerden J, Merimee TJ. Insulin-like growth factor-I modulates endothelial cell chemotaxis. *J Clin Endocrinol Metab*. 1987;65:370-1.
- Pesonen K, Viinikka L, Myllylä G, Kiuru J, Perheentupa J. Characterization of material with epidermal growth factor immunoreactivity in human serum and platelets. *J Clin Endocrinol Metab*. 1989;68:486-91.
- Brown GL, Curtinger III L, Brightwell JR. Enhancement of epidermal regeneration by biosynthetic epidermal growth factor. *J Exp Med*. 1986;163:1319-24.
- Bellon JM, Bujan J, Contreras L, Hernando A. Integrations of biomaterials implanted into abdominal wall: process of Scar formation and macrophage response. *Biomaterials*. 1995;16:381-7.
- Bellon JM, Bujan J, Contreras L, Hernando A, Jurado F. Macrophage response to experimental implantation of polypropylene prostheses. *Eur Surg Res*. 1994;26:46-53.
- Murch AR, Grounds AD, Marshall CA, Papadimitriou JM. Direct evidence that inflammatory multinucleate giant cells form by fusion. *J Pathol*. 1982;137:177-80.
- Woloson SK, Greisler HP. Biochemistry, Immunology, and Tissue Response to Prosthetic Material. En: R. Bendavid, J. Abrahamson, M.E. Arregui, J. Bernard Flament, E.H. Phillips,

- Editores. Abdominal Wall Hernias. Principles and Management. New York: Springer-Verlag; 2001. p. 201-7.
19. Bachman S, Ramshaw B. Prosthetic material in ventral hernia repair: How do I choose? *Surg Clin N Am.* 2008;88:101-12.
 20. Kossov N, Freiman CJ, Howarth D. Biomaterials Pathology. En: R. Bendavid, J. Abrahamson, M.E. Arregui, J. Bernard Flament, E.H. Phillips, Editores. Abdominal Wall Hernias. Principles and Management. New York: Springer-Verlag; 2001. p. 225.
 21. Costello CR, Bachman SL, Grant SA, Cleveland DS, Loy TS, Ramshaw BJ. Characterization of heavyweight and lightweight polypropylene prosthetic mesh explants from a single patient. *Surg Inn.* 2007;14:168-76.
 22. Novitsky YW, Harrell AG, Hope WW, Kercher KW, Heniford BT. Meshes in hernia repair. *Surg Technol Int.* 2007;16:123-7.
 23. Langenbeck MR, Schmidt J, Zirngibi H. Comparison of biomaterials in the early postoperative period: polypropylene meshes in laparoscopic inguinal hernia repair. *Surg Endosc.* 2003;17:1105-9.
 24. Bellón JM, Rodríguez M, García-Honduvilla N, Pascual G, Gómez Gil V, Buján J. Peritoneal effects of prosthetic meshes use to repair abdominal wall defects: monitoring adhesions by sequential laparoscopy. *J Laparoend Tech.* 2007;17:160-6.
 25. Leber GE, Garb JL, Alexander AI, Reed WP. Long-term complications associated with prosthetic repair of incisional hernias. *Arch Surg.* 1998;133:378-82.
 26. Cobb WS, Kercher KW, Heniford BT. The argument for lightweight polypropylene mesh in hernia repair. *Surg Innov.* 2005;12:63-9.
 27. Bussitil SJ, Drumm C, Plow EF. In vivo comparison of the inflammatory response induced by different vascular biomaterials. *Vascular.* 2005;13:230-5.
 28. Zieren J, Neuss H, Muller J. Introduction of polyethylene terephthalate mesh (KoSahochfest) for abdominal hernia repair: an animal experimental study. *BioMed Mater Eng.* 2004;14:127-32.
 29. Gumargalieva KZ, Mosieev Yu V, Daurova TT, Voronkova OS. Effect of infections on the degradation of polyethylene terephthalate implants. *Biomaterials.* 1982;3:177-80.
 30. Earle DB, Mark LA. Prosthetic material in inguinal hernia repair: how do I choose? *Surg Clin N Am.* 2008;88:179-201.
 31. Elliot MP, Juler GL. Comparison of Marlex[®] and microporous Teflon[®] sheets when used for hernia repair in the experimental animal. *Am J Surg.* 1979;137:342-4.
 32. Bujan J, Contreras LA, Carrera-San Martin A, Bellón JM. The behavior of different types of polytetrafluoroethylene (PTFE) prostheses in the reparative scarring process of abdominal wall defects. *Histol Histopatol.* 1997;12:683-90.
 33. McGinty JJ, Hogle NJ, McCarthy HA, Fowler DL. Comparative study of adhesion formation and abdominal wall ingrowth after laparoscopic ventral hernia repair in a porcine model using multiple types of mesh. *Surg Endosc.* 2005;19:786-90.
 34. Novitsky YW, Harrell AG, Cristiano JA, Paton BL, Norton HJ, Peindl RD, et al. Comparative evaluation of adhesion formation, strength of ingrowth, and textile properties of prosthetic meshes after long-term intra-abdominal implantation in a rabbit. *J Surg Res.* 2007;140:6-11.
 35. Bellon JM, Garcia-Honduvilla N, Serrano N, Rodriguez M, Pascual G, Bujan J. Composite prostheses for the repair of abdominal wall defects: effect of the structure of the adhesion barrier component. *Hernia.* 2005;9:338-43.
 36. Kayaoglu HA, Ozkan N, Hazinedaroglu SM, Ersoy OF, Erkek AB, Koseoglu RD. Comparison of adhesive properties of five different prosthetic materials used in hernioplasty. *J Invest Surg.* 2005;18:89-95.
 37. Bellón JM, Serrano M, Rodríguez M, García Honduvilla N, Pascual G, Buján J. Composite prostheses used to repair abdominal wall defects: physical or chemical adhesion barriers? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;74:718-24.
 38. Bellón JM, Serrano N, Rodriguez M, García-Honduvilla N, Pascual G, Buján J. Composite prostheses for the repair of abdominal wall defects: comparative study of physical and/or chemical barriers. *Cir Esp.* 2005;77:351-6.
 39. Koehler RH, Begos D, Berger D, Carey S, LeBlanc K, Park A, et al. Minimal adhesions to ePTFE mesh after laparoscopic ventral incisional hernia repair: reoperative findings in 65 cases. *JSLs.* 2003;7:335-40.
 40. Klinge U, Klosterhalfen B, Conze J, Limberg W, Obolenski B, Ottinger AP, et al. Modified mesh for hernia repair that is adapted to the physiology of the abdominal wall. *Eur J Surg.* 1998;164:951-60.
 41. Klosterhalfen B, Junge K, Klinge U. The lightweight and large porous mesh concept for hernia repair. *Expert Rev Med Devices.* 2005;2:103-17.
 42. Junge K, Klinge U, Rosch R, Klosterhalfen B, Schumpelick V. Functional and morphologic properties of a modified mesh for inguinal hernia repair. *World J Surg.* 2002;26:1472-80.
 43. Bellon JM, Rodriguez M, Garcia-Honduvilla N, Pascual G, Buján J. Partially absorbable meshes for hernia repair offer advantages over nonabsorbable meshes. *Am J Surg.* 2007;194:68-74.
 44. O'Dwyer PJ, Kingsnorth 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.
 45. Flum DR, Horvath K, Koepsel T. Have outcomes of incisional hernia repair improved with time? A population-based analysis. *Ann Surg.* 2003;237:129-35.
 46. Junge K, Klinge U, Prescher A, Giboni P, Niewiera M, Schumpelick V. Elasticity of the anterior abdominal wall and impact for reparation of incisional hernias using mesh implants. *Hernia.* 2001;5:113-8.
 47. Cobb WS, Burns JM, Kercher KW, Matthews BD, James Norton H, Todd Heniford B. Normal intraabdominal pressure in healthy adults. *J Surg Res.* 2005;129:231-5.
 48. Welly G, Klinge U, Klosterhalfen B, Kasperk R, Schumpelick V. Functional impairment and complaints following incisional hernia repair with different polypropylene meshes. *Hernia.* 2001;5:142-7.
 49. Binnebosel M, Rosch R, Junge K, Flanagan TC, Schwab R, Schumpelick V, et al. Biomechanical analyses of overlap and mesh dislocation in an incisional hernia model in vitro. *Surgery.* 2007;142:365-71.
 50. Cobb WS, Burns JM, Peindl RD, Carbonell AL, Mathews BD, Kercher KW, 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.
 51. Gray SH, Hawn MT, Itani KMF. Surgical progress in inguinal and ventral incisional hernia repair. *Surg Clin N Am.* 2008;88:17-26.
 52. Bellon JM. Implicaciones de los nuevos diseños protésicos de baja densidad en la mejora de la reparación de defectos herniarios. *Cir Esp.* 2009;85:268-73.
 53. Kingsnorth A. The Management of incisional hernia. *Ann R Coll Surg Engl.* 2006;88:252-60.
 54. Morales-Conde S, Barreiro Morandeira F. Hernia Surgery: new concepts and new perspectives. *Cir Esp.* 2008;83:165-6.