



Original

Regeneración tisular de la pared abdominal después del implante de una nueva malla quirúrgica macroporosa compuesta por politetrafluoroetileno no expandido



Gemma Pascual^{a,*}, Belén Hernández^b, Estefanía Peña^b, Sandra Sotomayor^a, Begoña Calvo^b y Juan M. Bellón^c

^a Departamento de Medicina y Especialidades Médicas, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad de Alcalá, Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Madrid, España

^b Instituto de investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), Universidad de Zaragoza, Zaragoza, España

^c Departamento de Cirugía, Ciencias Médicas y Sociales, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad de Alcalá, CIBER-BBN, Madrid, España

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 27 de noviembre de 2014

Aceptado el 28 de noviembre de 2014

On-line el 8 de enero de 2015

Palabras clave:

Polipropileno
 Politetrafluoroetileno
 Reparación herniaria
 Integración tisular
 Resistencia biomecánica

R E S U M E N

Introducción: Las prótesis de polipropileno siguen siendo las más empleadas en reparación herniaria. Compitiendo con estas, han surgido en el mercado otras alternativas con la misma estructura reticular pero de diferente material, como el politetrafluoroetileno (PTFE) no expandido. El objetivo de este estudio ha sido analizar el comportamiento de esta nueva prótesis, tanto desde el punto de vista tisular como mecánico, comparándola con una prótesis convencional de polipropileno.

Material y métodos: Se sometieron 24 conejos blancos Nueva Zelanda a defectos parciales en pared lateral del abdomen. La reparación se efectuó con prótesis reticulares de polipropileno de alta densidad (Surgipro®) y una nueva prótesis reticular de PTFE no expandido (Infinit mesh®). A 90 y 180 días del implante se evaluaron las mallas recuperadas para determinar la contracción protésica, la integración tisular, la respuesta macrofágica (inmunohistoquímica), la resistencia biomecánica y la elasticidad.

Resultados: Las 2 prótesis mostraron una buena integración tisular y valores de contracción similares. El depósito de colágeno tipo I a los 90 días, y la reacción macrofágica fue más importante en los implantes de PTFE. La resistencia a la rotura no mostró diferencias entre ambos biomateriales en ninguno de los periodos de tiempo evaluados. Sin embargo, a los 90 días se registró un mayor módulo de elasticidad para el PTFE, aunque a los 180 días los 2 implantes mostraron elasticidad similar.

* Autora para correspondencia: Dpto. de Medicina y Especialidades Médicas, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad de Alcalá. Ctra. Madrid-Barcelona, km 33.6, 28871, Alcalá de Henares, Madrid, España. Tel.: +34 91 8854538; fax: +34 91 8854885.

Correo electrónico: gemma.pascual@uah.es (G. Pascual).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.rehah.2014.11.004>

2255-2677/© 2014 Sociedad Hispanoamericana de Hernia. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

Conclusiones: La estructura espacial de una malla condiciona el comportamiento del tejido receptor hacia esta. A largo plazo, ni la densidad del material ni su composición química parecen influir en este comportamiento.

© 2014 Sociedad Hispanoamericana de Hernia. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

Abdominal wall tissue regeneration after the implant of a new macroporous surgical mesh composed of non-expanded polytetrafluoroethylene

A B S T R A C T

Keywords:

Polypropylene
Polytetrafluoroethylene
Hernia repair
Tissue integration
Biomechanical strength

Introduction: Polypropylene meshes continue to be widely used for hernia repair although several competitors with the same macroporous structure yet composed of different materials have appeared on the market. This study addresses the use of one such materials, non-expanded polytetrafluoroethylene (PTFE), by comparing its tissue and biomechanical behavior to that of conventional polypropylene.

Materials and methods: Partial defects were created in the lateral abdominal walls of 24 New Zealand white rabbits. The defects were repaired with a heavy-weight polypropylene mesh (Surgipro®) and the new PTFE mesh (Infinit mesh®). At 90 and 180 days post-implant, retrieved meshes were assessed to determine prosthetic shrinkage, host tissue incorporation, the macrophage response (immunohistochemistry) and biomechanical strength and elasticity. **Results:** The 2 implant types showed good host tissue integration and similar shrinkage values. The PTFE meshes exhibited greater collagen type I deposition and a more intense macrophage response. Tensile strength was similar at both 90 and 180 days for the 2 meshes. However, at 90 days a significantly higher modulus of elasticity was recorded for the PTFE, although by 180 days the two implants showed similar elasticity.

Conclusions: The spatial structure of a mesh conditions the behavior of host tissue towards the mesh. In the long-term, neither the density of the material nor its chemical composition seems to influence this behavior.

© 2014 Sociedad Hispanoamericana de Hernia. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

Introducción

Los biomateriales clásicos destinados a la reparación herniaria, tales como el polipropileno (PP) y el politetrafluoroetileno expandido (PTFEe), han sido sometidos a cambios en los últimos años con el fin de mejorar su comportamiento, tanto en lo relativo a su integración tisular como en lo que respecta a su resistencia mecánica. Así, las prótesis reticulares de PP han sido modificadas, aumentando o disminuyendo el tamaño de los poros y orientando de una forma diferente no solo la disposición espacial de los filamentos, sino también el diámetro de estos. Se han clasificado, siguiendo la escuela alemana¹, en prótesis de PP «de alta densidad» (>80 g/m²) o «de baja densidad» (<80 g/m²), dependiendo de su peso en gramos. Algunos autores² han propuesto añadir un tipo intermedio que incluya aquellas prótesis de PP con un peso intermedio, denominándolas «de mediana densidad» (50 g/m²).

Las prótesis laminares de PTFEe también han sufrido cambios recientes en su estructura con el fin de mejorar su integración tisular, aunque sin conseguir ninguna mejora de sus resultados mecánicos³.

Recientemente se ha llevado a cabo una modificación en la que se empleaba PTFE en su forma no expandida, con lo

que se diseñaban prótesis de baja densidad y de estructura reticular en forma de malla. Esta modificación, respecto a las clásicas prótesis laminares de PTFEe, persigue conseguir una adecuada integración tisular y, con ello, mejorar la resistencia mecánica, compitiendo con las prótesis de PP de alta y baja densidad.

Antes de la realización de este diseño de malla de PTFE, existía en la bibliografía científica un diseño previo similar pero de PTFEe⁴, con el que se han obtenido buenos resultados mecánicos tras su implante en el huésped.

El objetivo del presente trabajo ha sido estudiar el comportamiento tisular de esta nueva prótesis de PTFE, comparándola con una prótesis clásica de PP. Con ello, hemos pretendido dilucidar si es la estructura reticular del material la que condiciona el comportamiento del tejido receptor hacia el material, independientemente de su densidad y composición química.

Material y métodos

Animales de experimentación

En el estudio se utilizó un total de 24 conejos blancos Nueva Zelanda machos, de aproximadamente 2 200 g de peso.

Se mantuvo a los animales en un módulo de estabulación compuesto de 12 unidades para el alojamiento individual de cada uno de ellos. La alimentación consistió en una dieta completa de mantenimiento para conejo (PANLAB®), que se administró tanto en el periodo preoperatorio como a partir de las 24 h del posoperatorio.

Las condiciones de luz y temperatura fueron constantes durante todo el tiempo del estudio. El manejo de los animales se hizo conforme a la normativa internacional vigente sobre animales de experimentación (Ley 32/2007, RD 1201/2005, Directiva Europea 2010/63UE y ETS 123). Todos los procedimientos fueron aprobados por el comité ético de la Universidad de Alcalá, y realizados en esta institución.

Material protésico y grupos de estudio

Se establecieron 2 grupos de estudio, de acuerdo con la malla empleada:

- Grupo I (n = 12): animales a los que se les implantó una malla de PP convencional de alta densidad, que fue Surgipro® (Surg) (Covidien, Mansfield, EE. UU.), con una densidad de 84 g/m² y un tamaño pequeño de poro de 0.26 ± 0.03 mm².
- Grupo II (n = 12): animales a los que se les implantó una prótesis de PTFE no expandido (Infinit mesh®) (Inf) (Gore & Associates, Arizona, EE. UU.), con una densidad de 70 g/m² y un tamaño de poro de 4.05 ± 0.22 mm².

Seis animales de cada uno de los grupos de estudio fueron sacrificados en una cámara de CO₂ a los 90 días del implante, y los 6 restantes de cada grupo fueron sacrificados a los 180 días.

Técnica quirúrgica

La analgesia se realizó con buprenorfina a una dosis de 0.3 mg/ml/kg (Buprecare®, Divasa Farmavic, Barcelona, España) una hora antes y 3 días después de la cirugía, para minimizar el dolor.

En todos los casos los animales se anestesiaron mediante la inyección por vía intramuscular de un cóctel compuesto por clorhidrato de ketamina (Ketolar®, Parke-Davis, España) (70 mg/kg), diazepam (Valium®, Roche, España) (1.5 mg/kg) y clorpromacina (Largactil®, Rhone-Poulenc, España) (1.5 mg/kg).

Utilizando una técnica quirúrgica estéril, y después de una apertura en la piel de unos 6 cm de longitud, se crearon defectos en la pared lateral del abdomen de 4 × 4 cm, que comprendían los planos anatómicos de los músculos oblicuo externo e interno, respetando el músculo transverso y el peritoneo parietal. Los defectos se repararon fijando una prótesis del mismo tamaño a los bordes de estos, con una sutura continua de PP interrumpida en los ángulos de 4/0. La piel se cerró con una sutura continua de PP de 3/0.

Se administró oralmente Meloxidyl® (Esteve, España) (0.1 mg/kg), mezclado con el agua de bebida, durante los 3 días siguientes a la cirugía.

Durante el periodo posoperatorio se examinó macroscópicamente a los animales con el objetivo de recoger datos tales como dehiscencia de la herida cutánea, formación de seroma,

presencia de signos de infección y/o incompatibilidad de la prótesis.

Contracción protésica

La contracción de las mallas implantadas se determinó por análisis de imagen. Para ello se utilizaron plantillas transparentes de las mismas dimensiones que la prótesis original (4 × 4 cm). Al final del periodo de implante, se marcaron los contornos de las prótesis en las plantillas antes de ser extirpadas del animal. El área de la superficie de las plantillas se determinó mediante análisis de imagen por ordenador, utilizando el programa Image J. Los resultados se expresaron como el porcentaje de reducción de tamaño sufrido por cada implante. El análisis del proceso de contracción se realizó a los 90 días del implante, cuando el proceso de reparación tisular es prácticamente completo.

Estudios morfológicos

Microscopia óptica

Para la microscopia óptica se recogieron muestras de estudio de la interfaz prótesis/tejido receptor.

Las muestras se fijaron en solución F13, embebidas en parafina y cortadas en secciones de 5 micras. Las secciones se tiñeron con tricrómico de Masson (Goldner-Gabe) y se examinaron con microscopio óptico (Zeiss Axiophot, Carl Zeiss, Oberkochen, Alemania).

Colagenización

El contenido de colágeno fue semicuantificado en las mismas secciones, utilizando la tinción con rojo sirio para localizar y evaluar los tipos de colágeno I y III en la pared abdominal.

Esta técnica⁵ nos permite distinguir entre el colágeno inmaduro (colágeno tipo III), que aparece en tonos amarillo-verdosos, y el colágeno maduro (colágeno tipo I), en tonos rojizos, cuando se realiza la observación con luz polarizada. La técnica se basa en la interacción y orientación entre los grupos sulfónicos del colorante con los grupos amino de la lisina e hidroxilisina y los grupos guanidina de la arginina de las fibras de colágeno, que dan lugar a coloraciones diferentes en función del grado de maduración del colágeno.

Para cada tipo de colágeno se realizó la evaluación del porcentaje de tinción sobre 10 imágenes histológicas digitalizadas por animal, que se capturaron usando una cámara digital montada en el microscopio (Axiocam HR, Zeiss, Alemania), y se analizó mediante el software de análisis de imagen Axiovision 4.1 AC. Cada sección se dividió en 4 sectores y se seleccionó al azar un campo (x200) de cada sector para estimar la intensidad de la tinción, en términos de su abundancia y extensión. Los resultados se expresaron como sigue:

- -, tinción indetectable (< 10 %)
- + -, tinción mínima (10-25 %)
- +, tinción moderada (25-50 %)
- ++, tinción intensa (50-75 %)
- +++, tinción máxima (75-90 %), y
- +++, tinción casi completa (> 90 %).

La evaluación y semicuantificación de la tinción las realizaron 2 observadores independientes de una manera ciega.

Estudio inmunohistoquímico

Para la realización de la técnica inmunohistoquímica se utilizó un anticuerpo monoclonal específico para macrófagos de conejo RAM-11 (DAKO M-633, EE. UU.) sobre cortes incluidos en parafina. La técnica utilizada fue la avidina-biotina marcada con fosfatasa alcalina, según los siguientes pasos: incubación con el anticuerpo primario (1:50 en solución salina tamponada) durante 30 min, incubación con anticuerpo secundario biotinado (1:1.000 en solución salina tamponada) durante 45 min, y marcaje con avidina (1:200) durante 30 min. Para el revelado se utilizó un sustrato cromogénico que contenía naftol fosfato y Fast Red. En todos los casos se utilizó como control negativo el mismo material biológico al que no se le había añadido anticuerpo primario, siendo sustituido por solución salina tamponada.

Estos pasos se realizaron a temperatura ambiente. Los núcleos se contrastaron durante 5 min con hematoxilina ácida. Los macrófagos marcados se cuantificaron de acuerdo con estudios previos de nuestro grupo⁶.

Resistencia biomecánica

El estudio biomecánico se llevó a cabo utilizando un tensiómetro INSTRON 3340 (célula de carga estática 500 N) (Instron Corp., Reino Unido). La velocidad de travesía fue de 5 cm/min, y la velocidad de registro, de 2 cm/min.

A los 90 y 180 días del implante se realizaron medidas de resistencia a la tracción y del módulo de elasticidad sobre tiras de 1 cm de ancho y 5 cm de longitud, tomadas según un eje transversal al implante, incluyendo la prótesis y las 2 suturas de anclaje al tejido receptor. Todos los ensayos se llevaron a cabo inmediatamente después del sacrificio.

Análisis estadístico

Para el análisis estadístico se empleó el programa GraphPad Prism 5 para Windows (GraphPad Software, Inc., La Jolla, CA, EE. UU.).

El porcentaje de contracción, el número de células macrofágicas positivas y los datos del análisis biomecánico se analizaron empleando la prueba U de Mann Whitney para datos no pareados. Los datos se expresaron como la media \pm error estándar de la media de la población. La significación se estableció en $p < 0.05$ (*) y $p < 0.01$ (**).

Resultados

No murió ninguno de los animales ni se observaron signos de infección y/o rechazo de los implantes durante el tiempo de estudio. Se detectó seroma en 2 animales con implantes de PTFE a los 90 días del implante.

Tabla 1 – Semicuantificación de la expresión de colágeno I y III en el tejido neoformado del área de implante

		90 días	180 días
Surgipro®	Colágeno I	++	++
	Colágeno III	+	+
Infnit mesh®	Colágeno I	+++	+++
	Colágeno III	+	+–

La escala utilizada para la semicuantificación fue la siguiente: –, tinción indetectable (< 10%); +–, tinción mínima (10-25%); +, tinción moderada (25-50%); ++, tinción intensa (50-75%); +++, tinción máxima (75-90%), y +++++, tinción casi completa (> 90%).

Contracción

Los valores del área de contracción obtenidos a los 90 días del implante fueron los siguientes: *Surg* ($13.69 \pm 3.52\%$), *Inf* ($10.42 \pm 1.19\%$). No se encontraron diferencias significativas entre ellos (fig. 1).

Morfología

Microscopia óptica

Pasados 90 días del implante, ambos biomateriales se encontraban infiltrados por un tejido cicatricial conectivo laxo, desorganizado y bien vascularizado. Este tejido neoformado ocupó todos los espacios entre los filamentos de PP (*Surg*) y de PTFE (*Inf*), entremezclándose con áreas ricas en tejido adiposo (fig. 2A-C). A los 6 meses, este crecimiento del tejido adiposo se había incrementado considerablemente. La mayor parte del tejido conectivo neoformado apareció exclusivamente alrededor de los filamentos protésicos (fig. 2B-D).

El músculo transversal conservado en la zona inferior del defecto parcial no mostró alteraciones morfológicas evidentes en ninguno de los animales en los 2 tiempos de estudio.

Colagenización

Las fibras de colágeno se disponían en paralelo a la superficie de la malla en las zonas alejadas de los filamentos protésicos, o estaban concéntricamente a estos en las zonas más cercanas a los márgenes del implante. A los 90 días del implante, *Surg* mostró una fuerte tinción para colágeno I y tinción moderada para el colágeno III, mientras que en el *Inf* la tinción de colágeno I fue más intensa que en *Surg* y la tinción de colágeno III también fue moderada. A los 180 días, *Surg* todavía mostraba una fuerte expresión de la proteína para colágeno I y moderada expresión de colágeno III. El patrón de expresión de colágeno I en el *Inf* también permaneció sin cambios; sin embargo, la expresión de colágeno III disminuyó ligeramente (fig. 3; tabla 1).

Respuesta macrofágica

En ambos grupos, los macrófagos se detectaron en el tejido neoformado entre los filamentos de la malla. La mayoría de las células inflamatorias se concentraban alrededor de los filamentos, donde además de los macrófagos se pudieron observar células gigantes de cuerpo extraño multinucleadas, típicas de una respuesta de reparación de una herida. Estas

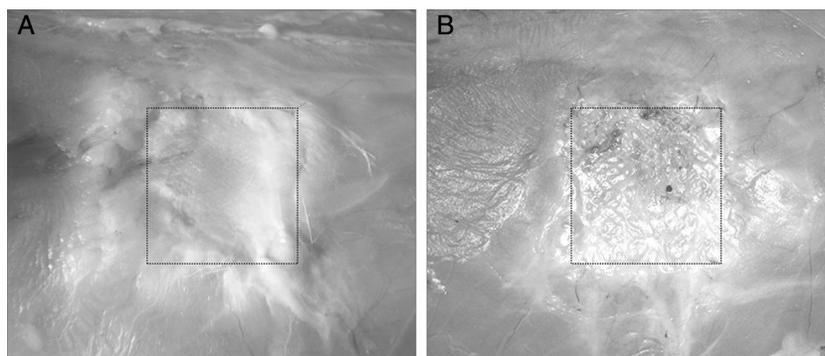


Figura 1 – Aspecto macroscópico de la zona del implante de Surg (A) e Inf (B) 90 días posimplante. Las imágenes muestran superpuesta una plantilla con las mismas dimensiones de las prótesis antes del implante (4 x 4 cm).

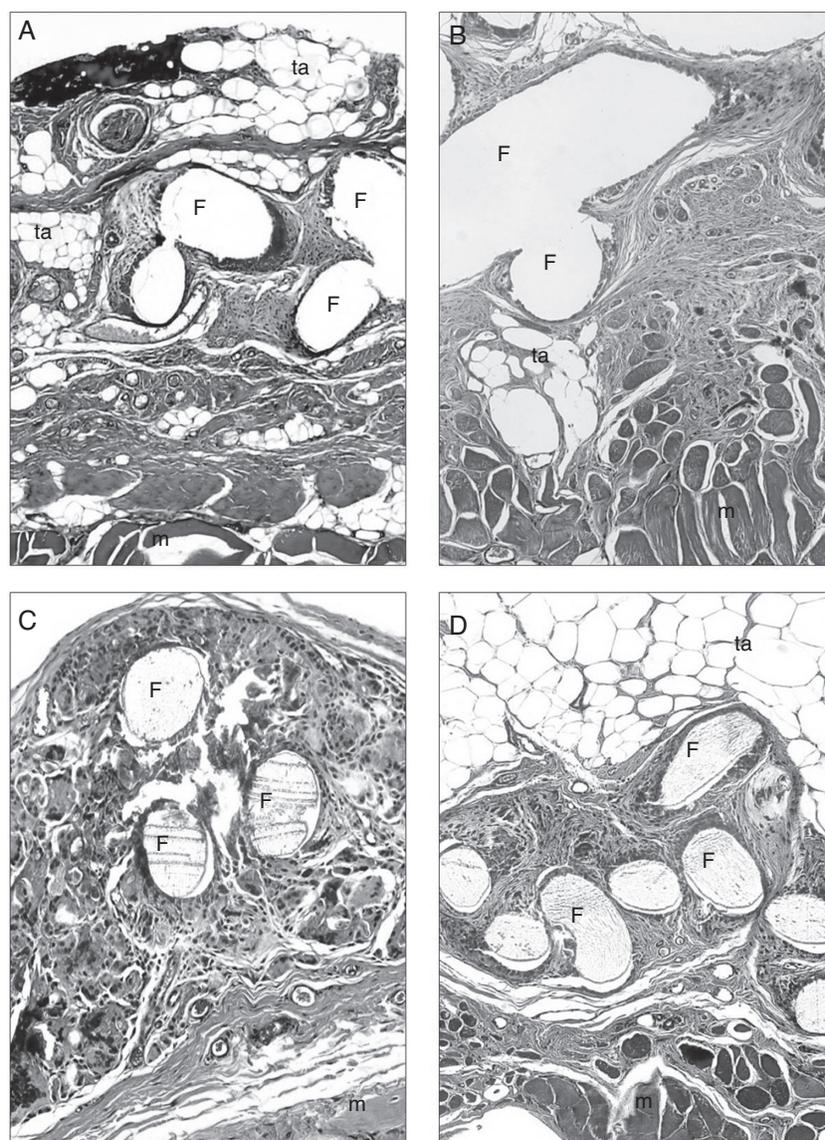


Figura 2 – Imágenes de microscopía óptica de Surg (A,B) e Inf (C,D) a 90 (A,C) y 180 días (B,D) posimplante (trícromico de Masson, x200). F: filamentos de la prótesis; m: músculo; ta: tejido adiposo.

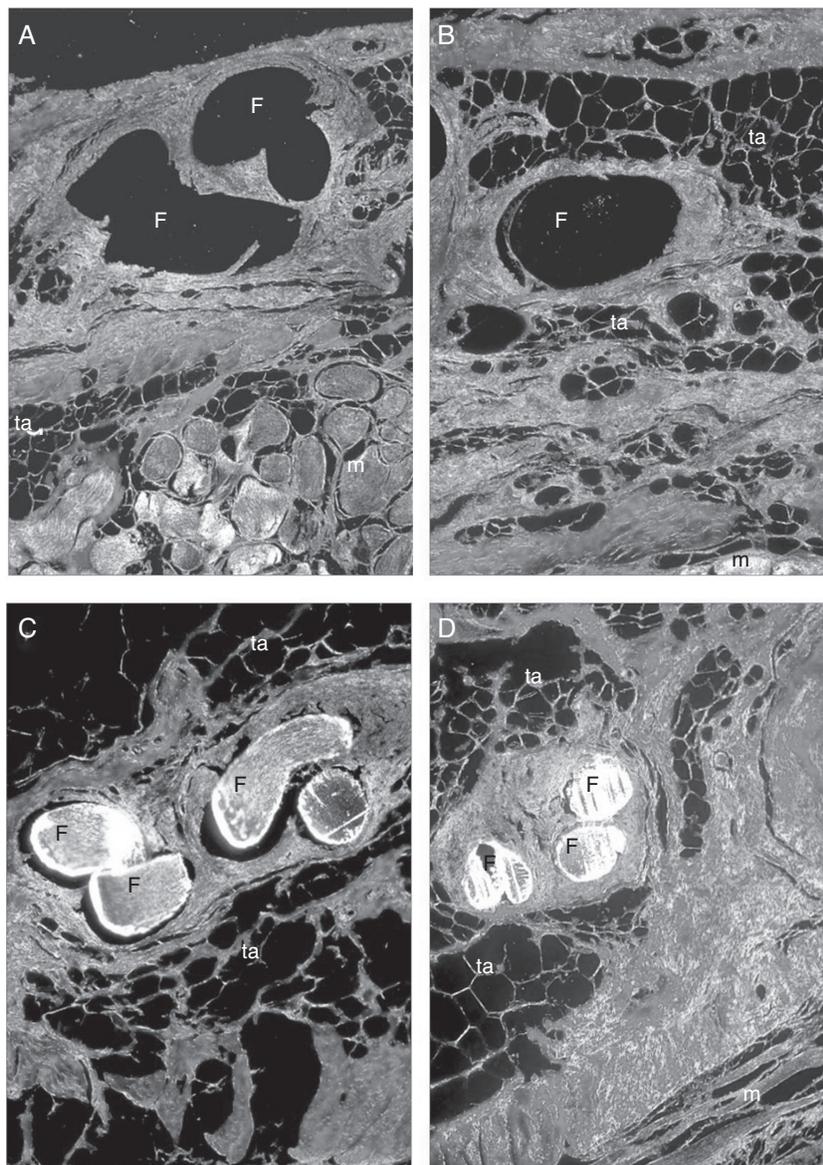


Figura 3 – Tinción con rojo sirio que muestra la expresión de colágeno alrededor de los filamentos de Surg (A,B) e Inf (C,D) a 90 (A,C) y 180 días (B,D) posimplante ($\times 200$). F: filamentos de la prótesis; m: músculo; ta: tejido adiposo.

células aparecieron sobre todo alrededor de los filamentos de PTFE (Inf) (fig. 4).

Los recuentos de macrófagos fueron significativamente mayores para el grupo PTFE que para los implantes de PP a 90 ($p < 0.05$) y a 180 días ($p < 0.01$). Entre ambos tiempos de estudio, esta reacción macrófaga disminuyó gradualmente en los 2 grupos (fig. 4).

Biomecánica

No se detectaron diferencias significativas en las resistencias a la tracción, determinadas como los puntos de rotura, entre los 2 tipos de malla implantados durante 90 o 180 días (fig. 5A).

A los 90 días, el módulo de elasticidad media registrada para Inf fue significativamente mayor ($p < 0.05$) que la registrada para el Surg, aunque a los 180 días los módulos elásticos fueron comparables en los 2 grupos (fig. 5b).

Discusión

Uno de los biomateriales más ampliamente utilizados para la reparación de defectos en la pared abdominal es el PP, en forma de prótesis reticular. Su uso se remonta históricamente a la mitad del siglo pasado, cuando Usher⁷ lo empleó en las primeras reparaciones herniarias.

Tanto el PP como el PTFEe han sido sometidos a cambios, con el fin de mejorar su integración tisular y conseguir, de esta forma, la mejor reparación funcional posible de la pared abdominal.

Respecto al PTFEe, el cambio más representativo ha sido la construcción de una malla empleando un hilo de sutura del mismo material (CV4), construyendo con este una prótesis reticular. El bioensayo de esta prótesis⁸ puso en evidencia que no era la composición química del biomaterial, sino la

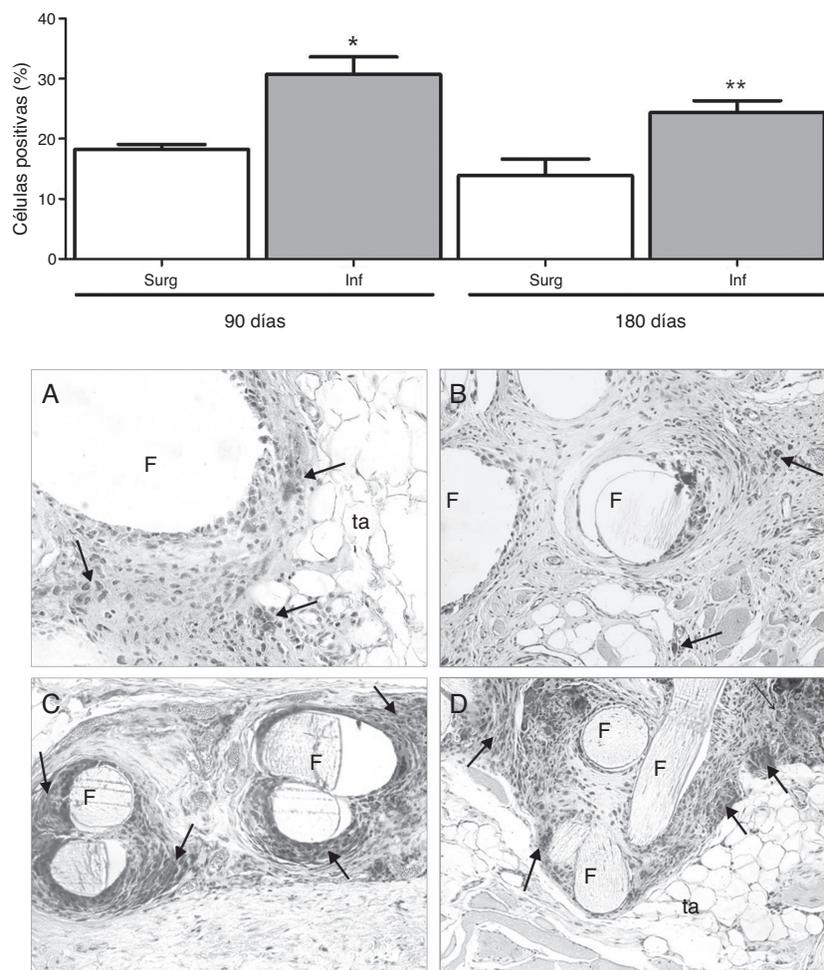


Figura 4 – Porcentaje de células RAM-11 positivas por implante y tiempo de estudio, determinadas mediante el marcaje inmunohistoquímico específico para macrófagos de conejo RAM-11 (flechas). A) Surgipro®, 90 días (x400); B) Surgipro®, 180 días (x200); C) Infinit mesh®, 90 días (x200); y D) Infinit mesh®, 180 días (x200). F: filamentos de la prótesis; Inf: Infinit mesh®; Surg: Surgipro®; ta: tejido adiposo. *, $p < 0.05$; **, $p < 0.01$.

estructura reticular de esta la que modulaba su comportamiento tisular. De esta forma, el comportamiento de las clásicas prótesis laminares de PTFE, con escasa integración tisular y encapsulamiento de estas por parte del tejido receptor, se vio reconvertido a un comportamiento similar a una prótesis de PP reticular.

El ensayo experimental realizado en este estudio se llevó a cabo comparando una prótesis convencional de PP de alta densidad y otra de PTFE no expandido, confeccionada con una estructura monofilar de diseño reticular y, además, de densidad media.

Se llevaron a cabo defectos en la pared lateral del abdomen, que fueron parciales con el fin de tener solamente una interfaz tejido-tejido y no implicar, por tanto, al peritoneo en el proceso reparativo. El objetivo prioritario del estudio fue analizar el comportamiento de esta nueva prótesis y su capacidad para regenerar el tejido a nivel de la pared, una vez creado el defecto.

Tras el sacrificio de los animales, en 2 implantes de PTFE se objetivó presencia de seroma. Esto es probablemente coincidente con los hallazgos del estudio inmunohistoquímico

empleando el anticuerpo monoclonal antimacrófagos RAM-11. La prótesis de PTFE mostró en los 2 tiempos de estudio una significativa reacción macrófagica con relación a las prótesis de PP. Algunos autores ya han podido constatar este hecho⁹, mostrando un aumento significativo de células CD68 positivas tras el implante de prótesis reticulares de PTFE (Inf) respecto a prótesis de PP (Optilene®). Este comportamiento sería similar y comparable al que presentan algunos materiales absorbibles¹⁰. Los implantes de PP, en nuestro estudio, mostraron una disminución en el recuento de macrófagos a lo largo de los periodos de tiempo estudiados, al igual que sucedió –aunque de una forma más lenta– con los implantes de PTFE. No tenemos una explicación para aclarar la causa de que se genere esta respuesta inmune exacerbada en estos implantes.

En cuanto al fenómeno de contracción, los valores no mostraron diferencias estadísticamente significativas a los 90 días del implante. Los resultados en este tiempo son coincidentes con los referidos por otros autores¹¹ y con los reseñados en trabajos previos de nuestro grupo¹². Por el contrario, otros autores⁹ han reseñado una significativa mayor contracción

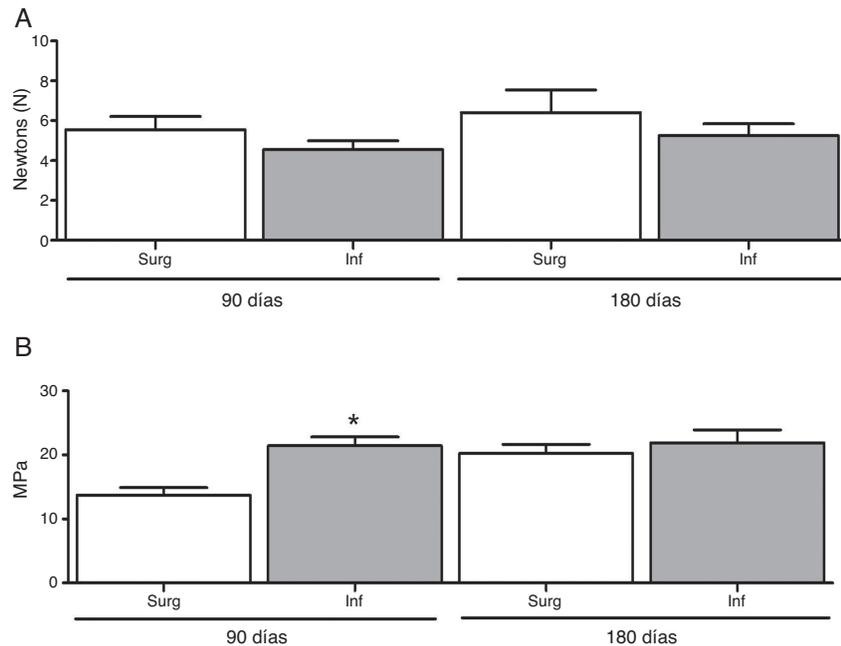


Figura 5 – Valores de resistencia biomecánica (Newtons) (A) y módulo de elasticidad (MPa) (B) de Surg e Inf, 90 y 180 días posimplante. Inf: Infinit mesh®; Surg: Surgipro®. *, $p < 0.05$.

de la prótesis *Inf* respecto a prótesis de PP de amplio poro (Optilene®), si bien este modelo quirúrgico es completamente diferente al empleado en nuestro estudio, en el que las mallas se implantaron empleando técnicas endoscópicas y en animales de experimentación de gran tamaño, como en el cerdo doméstico.

Consideramos el fenómeno de contracción como algo de carácter fisiológico en el contexto del proceso de cicatrización¹³. Las posibles variaciones en relación con los implantes podrían estar en relación con la ubicación del material. Así, algunos autores¹⁴ han observado una menor contracción en implantes retromusculares que en implantes de situación prefascial.

Dentro del contexto del proceso de integración tisular, los 2 implantes mostraron un buen comportamiento. La expresión más alta de colágeno tipo I fue para la prótesis de mayor porosidad (*Inf*). Esto coincide con trabajos previos de nuestro grupo¹⁵ y con los hallazgos referidos en los trabajos de Greca et al.¹⁶, en los que se demuestra un mayor depósito de colágeno tipo I en implantes protésicos de poros amplios. Otros autores⁹ han observado una expresión de colágeno tipo I similar en prótesis de amplio poro (Optilene®/*Inf*), independientemente de su material de composición.

En un trabajo previo¹⁷ constatamos un aumento de la expresión génica para colágenos I y III en prótesis de superficie porosa muy amplia. Creemos que este hecho podría estar correlacionado con el proceso de colonización de la prótesis por parte del contingente celular de fibroblastos. Una posible explicación de este comportamiento sería que estas células podrían estar sometidas a un elevado estrés, dependiendo de la superficie de poro a ocupar por el neot Tejido. Las células que colonizan las prótesis de mayor porosidad necesitarían producir colágeno reticular rápidamente para crear una base o

estroma necesarios para el sustento celular. Esto no sucedería en las prótesis de poro pequeño, en las que, debido al pequeño espacio existente entre los filamentos, la ocupación por parte del neot Tejido en formación sería menor.

Nuestros resultados biomecánicos nos mostraron, con relación a la tensión de rotura, que tanto a 90 como a 180 días no hay diferencias estadísticamente significativas entre los 2 implantes, aunque los valores de rotura siguen siendo mayores para *Surg*. Por ello, ambos materiales –a pesar de su diferente composición polimérica– presentan una óptima resistencia tensil.

En cuanto al módulo de elasticidad, a los 90 días del implante, la prótesis de PTFE es la que presentó diferencias estadísticamente significativas respecto a prótesis de PP. Sin embargo, los valores se igualaron a 180 días, sin ser ya las diferencias estadísticamente significativas.

Los estudios biomecánicos realizados nos demuestran que tanto la tensión de rotura como el parámetro de elasticidad de los 2 implantes van siendo modulados de forma progresiva por el tejido receptor.

Ante estos resultados probablemente convendría seguir ensayando prótesis reticulares de poros más amplios, independientemente del material polimérico utilizado, con el fin de disminuir todavía más la cantidad de material extraño depositado en los tejidos receptores, sin que ello afecte a la resistencia mecánica de los implantes.

Del presente estudio podríamos concluir afirmando que:

- La estructura reticular, aunque de diferente porosidad y composición química, dio lugar a una integración tisular similar, aunque el PTFE mostró una mayor reacción de cuerpo extraño expresada a través de su respuesta macrofágica.

- b) La resistencia mecánica no mostró diferencias entre los 2 implantes en los tiempos estudiados. El módulo de elasticidad fue mayor para el PTFE a 90 días; sin embargo, dichos valores no mostraron diferencias estadísticamente significativas a los 180 días del estudio. A este tiempo de estudio los valores se igualan, independientemente del tamaño del poro y de la composición química del material.
- c) Es la estructura del material (reticular) la que condiciona el comportamiento del tejido receptor hacia dicho material, sin que influya a largo plazo la densidad ni tampoco la composición química.

Financiación

Este estudio ha sido financiado gracias a una ayuda del Ministerio de Ciencia y Tecnología español a través del proyecto de investigación DPI2011-27939.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Agradecimientos

La malla Infnit mesh® utilizada en este estudio fue proporcionada por Gore y Asociados (Flagstaff, Arizona, EE. UU.).

BIBLIOGRAFÍA

- Klosterhalfen B, Junge K, Klinge U. The lightweight and large porous mesh concept for hernia repair. *Espert Rev Med Devices*. 2005;2:103-17.
- Earle DB, Mark LA. Prosthetic material in inguinal hernia repair: How do I choose? *Surg Clin North Am*. 2008;88:179-201.
- Pascual G, Bellón JM. ePTFE prostheses and modifications. En: Schumpelick V, Fitzgibbons RJ, editores. *Hernia repair sequelae*. Berlín: Springer-Verlag; 2010. p. 394-9.
- Bellón JM, Rodríguez M, Serrano N, Carrera-San Martín A, Buján J. Improved biomechanical resistance using an expanded polytetrafluoroethylene composite-structure prosthesis. *World J Surg*. 2004;28:461-5.
- Junqueira LC, Cossermelli W, Brentani R. Differential staining of collagen type I, II and III by Sirius Red and polarization microscopy. *Arch Histol Jpn*. 1978;41:267-74.
- Bellón JM, Buján J, Contreras L, Hernando A, Jurado F. Macrophage response to experimental implantation of polypropylene prostheses. *Eur Surg Res*. 1994;26:46-53.
- Usher FC. Hernia repair with Marlex mesh. An analysis of 541 cases. *Arch Surg*. 1962;84:325-8.
- Bellón JM, Jurado F, García-Honduvilla N, López R, Carrera-San Martín A, Buján J. The structure of a biomaterial rather than its chemical composition modulates the repair process at the peritoneal level. *Am J Surg*. 2002;184:154-9.
- Jacob DA, Schug-Pass C, Sommerer F, Tannapfel A, Lippert H, Köckerling F. Comparison of a lightweight polypropylene mesh (Optilene® LP) and a large-pore knitted PTFE mesh (GORE® INFINIT® mesh)-Biocompatibility in a standardized endoscopic extraperitoneal hernia model. *Langenbecks Arch Surg*. 2012;397:283-9.
- Klinge U, Schumpelick V, Klosterhalfen B. Functional assessment and tissue response of short and long-term absorbable surgical meshes. *Biomaterials*. 2001;22:1415-24.
- Cobb WS, Burns JM, Peindl RD, Carbonell AM, Matthews 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.
- Bellón JM, Rodríguez M, García-Honduvilla N, Gómez-Gil V, Pérez-Khóler B, Buján J. Postimplant behavior of lightweight polypropylene meshes in an experimental model of abdominal hernia. *J Invest Surg*. 2008;21:1-8.
- Sarrazy V, Billet F, Micallef L, Coulomb B, Desmoulière A. Mechanisms of pathological scarring: Role of myofibroblasts and current developments. *Wound Rep Reg*. 2011;19: S10-21.
- García-Ureña MÁ, Vega V, Díaz A, Baez JM, Marín LM, Carnero FJ, et al. Differences in polypropylene shrinkage depending on mesh position in an experimental study. *Am J Surg*. 2007;193:538-42.
- Pascual G, Hernández-Gascón B, Rodríguez M, Sotomayor S, Peña E, Calvo B, 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.
- Greca FH, Souza-Filho ZA, Giovanini A, Rubin MR, Kuenzer RF, Reese FB, et al. The influence of porosity on the integration histology of two polypropylene meshes for the treatment of abdominal wall defects in dogs. *Hernia*. 2008;12:45-9.
- Pascual G, Rodríguez M, Gómez-Gil V, García-Honduvilla N, Buján J, Bellón JM. Early tissue incorporation and collagen deposition in lightweight polypropylene meshes: Bioassay in an experimental model of ventral hernia. *Surgery*. 2008;144:427-35.