

Seguimiento de la contracción de las mallas de polipropileno empleadas en la reparación de eventraciones

Vicente Vega-Ruiz^a, Miguel Ángel García-Ureña^b, Antonio Díaz-Godoy^a, Francisco Javier Carnero^a, Antonio Escribano Moriana^c, Miguel Velasco García^a

^aServicio de Cirugía. Hospital Universitario de Puerto Real. Cádiz. España. ^bServicio de Cirugía. Hospital Universitario Puerta del Mar. Cádiz. España. ^cServicio de Radiología. Hospital Universitario de Puerto Real. Universidad de Cádiz. Cádiz. España.

Resumen

Introducción. El polipropileno (PP) es uno de los biomateriales más empleados en la reparación quirúrgica de las eventraciones. Aunque se conoce bien su capacidad de integración tisular en el huésped, se discute si las mallas sufren un proceso de contracción que reduce su tamaño durante el mecanismo de incorporación al proceso de cicatrización del huésped.

Objetivo. Cuantificar el proceso de contracción de las mallas de polipropileno.

Pacientes y método. Se ha diseñado un estudio de seguimiento radiológico en 23 pacientes consecutivos operados de eventraciones de la línea media con un diámetro mínimo de 5 cm. Las mallas de polipropileno fueron marcadas con clips de titanio en sus ejes mayores transversal y longitudinal. Se realizaron radiografías seriadas el primer día del postoperatorio, al mes, y a los 3, 6 y 12 meses. Se midieron las distancias entre los clips y se calculó el área de la malla.

Resultados. Se operó a 17 mujeres y 6 varones. En 9 pacientes la malla se colocó en el espacio supraponeurótico y en 14 en el espacio subaponeurótico. Se produjeron 4 seromas en los pacientes tratados con malla en situación supraponeurótica. La reducción del área calculada ha sido del 12% al mes, 24% a los 3 meses, 29% a los 6 meses y 34% a los 12 meses.

Conclusiones. Las mallas de PP han ofrecido excelentes resultados clínicos. En el seguimiento radiológico se ha comprobado una contracción considerable de la malla, fundamentalmente, durante los primeros 3 meses tras el implante.

Palabras clave: Biomateriales. Polipropileno. Pared abdominal.

SURVEILLANCE OF SHRINKAGE OF POLYPROPYLENE MESH USED IN THE REPAIR OF VENTRAL HERNIAS

Introduction. Polypropylene (PP) mesh is one of the most frequently used materials in the surgical repair of ventral hernias. Despite the widely recognized ability of PP to integrate into the host tissue, these meshes may shrink during the healing process in the patient.

Objective. To quantify polypropylene mesh shrinkage.

Patients and method. A radiological follow-up study was performed in 23 consecutive patients who underwent surgery for midline ventral hernias with diameters of at least 5 cm. PP meshes were marked with titanium clips at the ends of their longest transverse and longitudinal axes. X-rays were performed on the first postoperative day and at 1, 3, 6 and 12 months. The distances between clips were measured and the area of the mesh was calculated.

Results. Seventeen women and six men underwent surgery. In nine patients the mesh was placed on the prefascial space (onlay) and in 14 in the subfascial space (sublay). There were four seromas in patients with mesh placed with the onlay technique. The reduction in the calculated area was 12% at 1 month, 24% at 3 months, 29% at 6 months and 34% at 12 months.

Conclusions. PP mesh provided excellent clinical results. Radiological surveillance revealed substantial shrinkage, mainly in the first 3 months after implantation.

Key words: Biomaterials. Polypropylene. Abdominal wall.

Correspondencia: Prof. M.A. García Ureña.
Avda. de la Salinera 26, 11500 El Puerto de Santa María. Cádiz.
España.
Correo electrónico: mgarciau@meditex.es

Artículo recibido el 18-10-2005 y aceptado el 13-3-2006.

Introducción

La eventración postoperatoria es una complicación muy frecuente de la laparotomía abdominal, con una incidencia superior al 10% en la mayoría de las series¹. Cuando se incluye la cirugía de urgencia la cifra puede alcanzar el 26%².

Actualmente, está universalmente aceptado el empleo de mallas para la reparación de las hernias ventrales^{3,4}. La malla de polipropileno (PP) fue introducida por Usher en 1959. Desde entonces su empleo se ha generalizado tras la experiencia de este autor y del grupo de Lichtenstein. Aunque este material teóricamente cumple las características de biocompatibilidad, en la práctica se ha demostrado que no es completamente inerte y desencadena una reacción inflamatoria en el huésped, que puede ser impredecible⁵. De hecho, se han descrito diversas complicaciones como la infección, el seroma, la migración, la fistula enterocutánea y la reacción a cuerpo extraño. Ya se han estudiado algunos de los fenómenos histológicos, que a corto y largo plazo se producen en el huésped, tanto a nivel microscópico como ultraestructural⁶. Desde que el grupo de Schumpelick observara en un estudio de experimentación el fenómeno de la contracción (*shrinkage*) de las mallas de polipropileno⁷, pocos trabajos han corroborado clínicamente dicha observación. Este fenómeno de contracción, plegamiento o encogimiento podría explicar las recurrencias tras la corrección quirúrgica con estas mallas⁸.

El objetivo de nuestro trabajo ha sido la comprobación, mediante un seguimiento radiológico, del fenómeno de la contracción de la malla tras su utilización en el tratamiento quirúrgico de las eventraciones presentadas por una serie consecutiva de pacientes.

Pacientes y método

El estudio fue aprobado por el comité ético de nuestro hospital. Se realizó un estudio observacional incluyendo a todos los pacientes adultos que fueron sometidos consecutivamente a la reparación quirúrgica de una eventración abdominal en línea media durante un período de 6 meses. Como criterio de inclusión en el estudio se estableció que el defecto debía de tener un diámetro mínimo de 5 cm. También se incluyeron las eventraciones recidivadas. Quedaron excluidos los pacientes que fueron operados de urgencia. Los pacientes fueron informados del estudio que se estaba realizando y dieron su consentimiento escrito.

Todos los pacientes recibieron profilaxis antibiótica con una cefalosporina de segunda generación. También se realizó fisioterapia respiratoria y profilaxis tromboembólica pre y postoperatoria. La operación quirúrgica se inició con una incisión resecando la antigua cicatriz. Después de localizar el defecto fascial se liberaron las adherencias a las vísceras abdominales y en la mayor parte de los casos se invaginó el saco. En todos los casos se implantó una malla de polipropileno (Trellex Natural® Mesh, Boston Scientific), de un tamaño que superaba el defecto del borde fascial un mínimo de 5 cm. El cirujano eligió la técnica quirúrgica preferida: en 9 casos la malla se situó en el espacio supraponeurótico, sobre la aponeurosis anterior y por debajo del tejido celular subcutáneo (*onlay*), y en 14 casos se colocó por debajo de la aponeurosis anterior o en el espacio subaponeurótico preperitoneal (*sublay*). Se midieron los ejes longitudinal y transversal máximos de las mallas y se colocó un clip de titanio en cada uno de los extremos de dichos ejes. El método de fijación de las mallas fue de puntos sueltos en todos los casos. Una vez instalada la malla, se emplearon drenajes aspirativos mantenidos hasta que el débito fue inferior a 30 ml. Se recomendó a los pacientes el uso de una faja abdominal tubular durante los primeros 3 meses.

Tras la intervención quirúrgica los pacientes fueron sometidos a una radiografía simple en el primer día del postoperatorio, y después al



Fig. 1. Control radiológico de los clips colocados en la malla.

mes, y a los 3, 6 y 12 meses postimplante. Las radiografías se realizaron en decúbito supino y a una distancia constante del tubo de 100 cm (fig. 1). Se midieron la longitud, la anchura y el área teórica de las mallas. A todas las medidas radiológicas se les aplicó el factor de corrección correspondiente. El mismo día programado para la radiografía se les realizó una entrevista clínica y una exploración para detectar posibles recidivas. Todos los pacientes se volvieron a revisar a los 18, los 24 y los 36 meses.

El estudio estadístico se realizó mediante el análisis de varianza para medidas repetidas o ANOVA. Se utilizó la prueba de contraste intrasujeto (ANOVA unifactorial intrasujetos) para comparar las medias de cada nivel con la media del nivel siguiente. Se utilizó el programa SPSS 10.0.

Resultados

Todos los pacientes completaron el seguimiento. Se trataba de 17 mujeres y 6 hombres de una edad media \pm desviación estándar (DE) de $57,5 \pm 12,6$ (rango, 35-74). El 54,2% de los pacientes tenía un índice de masa corporal superior a 27. El 37,5% eran hipertensos, el 20,8% eran diabéticos, el 29,2% eran fumadores, el 12,5% presentaba hipoproteinemia y 1 caso padecía una insuficiencia renal crónica. En 13 casos (56,5%) la cirugía previa a la eventración había consistido en una cirugía abdominal o digestiva y en 10 casos (43,5%) fue de origen ginecológico. En 6 casos (25%) la eventración era recidivada. La localización de la eventración fue: suprainfraumbilical en 5 casos, supraumbilical en 5, infraumbilical en 5 y periumbilical en 8.

Se emplearon 2 técnicas quirúrgicas en la eventroplastia supraponeurótica. En 6 casos se realizó un colgajo con las aponeurosis anteriores de los rectos unidas en línea media con una malla sobre la reparación⁹. En 3 casos se realizó un cierre primario del defecto fascial y una colocación de la malla en situación supraponeurótica como refuerzo. En las eventraciones reparadas con malla subaponeurótica preperitoneal se emplearon 2 variaciones: en 11 casos las mallas se colocaron en el espacio preperitoneal por debajo de la fascia posterior del recto y por encima del peritoneo, y en 3 casos se pusieron en el espacio retrofascial premuscular según la técnica de Rives¹⁰. Las mallas colocadas tenían una superficie media de $258,98 \pm 167,08 \text{ cm}^2$ (rango, 35-702).

TABLA 1. Reducción de la longitud, anchura y áreas medidas en el seguimiento radiológico

	1 mes	3 meses	6 meses	1 año
<i>Reducción de longitud (%)</i>	$7,03 \pm 4,42$	$13,17 \pm 5,43$	$16,66 \pm 5,78$	$19,44 \pm 6,94$
Supraponeurótica	$5,40 \pm 1,71$	$13,12 \pm 5,85$	$16,35 \pm 5,59$	$18,87 \pm 5,32$
Subaponeurótica	$8,00 \pm 5,27$	$13,19 \pm 5,37$	$16,85 \pm 6,07$	$19,78 \pm 7,91$
<i>Reducción de anchura (%)</i>	$5,66 \pm 2,48$	$12,60 \pm 4,08$	$15,66 \pm 5,78$	$18,57 \pm 6,28$
Supraponeurótica	$5,78 \pm 2,42$	$12,46 \pm 4,39$	$16,41 \pm 3,70$	$20,13 \pm 3,48$
Subaponeurótica	$5,59 \pm 2,60$	$12,68 \pm 5,25$	$15,21 \pm 5,54$	$17,64 \pm 7,44$
<i>Reducción del área (%)</i>	$12,41 \pm 5,60$	$23,99 \pm 7,55$	$29,42 \pm 7,25$	$34,25 \pm 9,03$
Supraponeurótica	$10,86 \pm 3,32$	$23,80 \pm 8,08$	$29,49 \pm 6,30$	$35,18 \pm 6,15$
Subaponeurótica	$13,34 \pm 6,54$	$24,10 \pm 7,51$	$29,38 \pm 7,98$	$33,70 \pm 10,56$

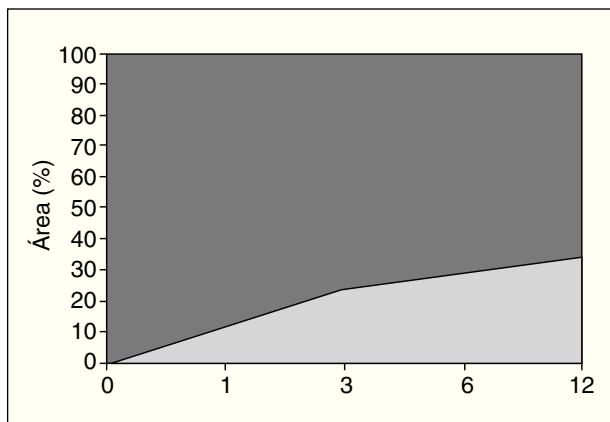


Fig. 2. Porcentaje de reducción del área de la malla en el seguimiento radiológico.

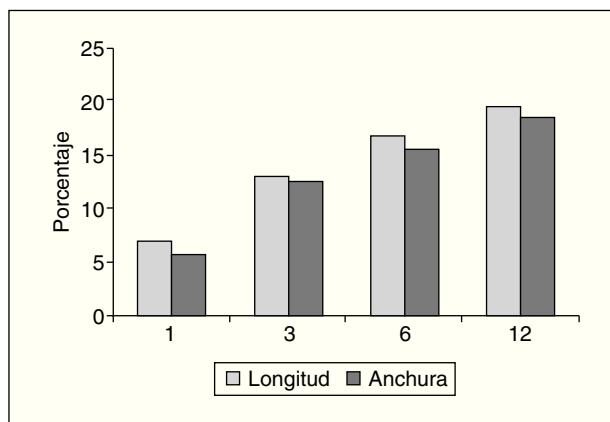


Fig. 3. Porcentajes de reducción de la longitud y anchura de las mallas en el seguimiento radiológico.

Entre las complicaciones se observaron 4 seromas (17,3%) que requirieron una punción-evacuación, todos ellos aparecieron en pacientes con las mallas localizadas en el espacio supraponeurótico. También se registraron otras complicaciones, a saber: hematoma, 1 caso; infección de herida quirúrgica, 1; infección de orina, 1; y trombosis venosa profunda, 1.

En la tabla 1 se expone el porcentaje de reducción en longitud, anchura y área de la malla durante el seguimiento radiológico. La reducción de la longitud y anchura del implante ha sido discretamente inferior al 20%. La contracción calculada según el área teórica ha sido de un 34% (fig. 2). Estas diferencias han sido estadísticamente significativas (Lambda de Wilks, $p < 0,001$). También han sido estadísticamente significativas las pruebas de contraste intrasujetos (0-1 mes, $p < 0,001$; 1-3 meses, $p < 0,001$; 3-6 meses, $p < 0,001$; 6-12 meses, $p < 0,001$). Como se puede observar en la figura 3, las mayores diferencias han aparecido entre las medidas del primer y el tercer mes, y en menor medida entre el tercer y el sexto mes. Después continúa esta reducción del área durante los 12 meses de seguimiento pero de una forma más lenta, con pequeñas diferencias entre las medidas a los 6 meses y al año. Así, podemos decir que cuando una malla de 15 cm de ancho se ha reducido un 20% a los 12 meses significa que hay una reducción de 3 cm. Si la comparamos con una reducción de un 3% que sucede entre los 6 meses y el año, podemos deducir que se ha encogido 0,45 cm. No se han encontrado diferencias es-

tadísticamente significativas en la reducción de las mallas según su localización anatómica, ya sea supraponeurótica o subaponeurótica.

Discusión

A pesar de que existen suficientes evidencias clínicas y experimentales que apoyan la biocompatibilidad e idoneidad del empleo del polipropileno en la reparación hernia, sabemos poco de la interacción fisiológica entre este material y el huésped a medio y largo plazo¹¹. Una de las características más relevantes observadas en los estudios experimentales y en algunos hallazgos clínicos es el hecho de que la malla de polipropileno se encoge o contrae debido a su interacción con el tejido cicatricial del huésped^{7,8,12}. Esta contracción podría estar relacionada con la aparición de recidivas herniarias cuando la malla no se coloca sobreponiendo ampliamente el defecto herniario^{11,13}.

En unos estudios de Coda et al³ se ha observado que el hecho de someter al polipropileno a diferentes medios físicos como son la exposición a suero salino, sangre, formol, lejía o a una combinación de las mismas, produce una modificación en el tamaño del poro del biomaterial entre -12,3% y +23,5%⁵. Estos autores afirman en este estudio que las mallas sometidas a diversos tratamientos pueden contraerse o bien dilatarse también. Sin embargo, pensamos que el tamaño del poro microscópico no

TABLA 2. Estudios experimentales publicados acerca del proceso de contracción de las mallas de polipropileno

Autor, año	Tipo de polipropileno	Lugar de implantación	Animal de experimentación	Día del sacrificio	Porcentaje de reducción del área
Klinge, 1998	Marlex	Subaponeurótico	Perros (10)	180	34
Zieren, 1999	Prolene	Plano aponeurótico ^a	Ratas (30)	90	17-22
Zieren, 2002	Prolene	Plano aponeurótico ^b	Cerdos ^a (12)	100	0,01
González, 2003	Marlex	Subaponeurótico	Cerdos (6)	96	0,02
Johnson, 2004	Supramesh	Plano aponeurótico ^b	Conejos (12)	150	32,6
González, 2005	Surgipro	Subaponeurótico	Cerdos	90	15-65

^aEstudio en animales en rápido crecimiento. ^bCreando defecto músculo-aponeurótico.
N: número de animales utilizados.

se correlaciona necesariamente con la medición del fenómeno de la contracción de la malla, tal y como se ha estudiado recientemente¹⁴.

En la tabla 2 recogemos los estudios experimentales publicados en los que se hace referencia a la contracción de la malla. En todos la contracción es una observación constante^{7,15,16}, aunque en 2 de ellos este fenómeno ha sido imperceptible^{17,18}. Sin embargo, son muchas las variables que pueden modificar cada uno de estos estudios puesto que son muy heterogéneos: la creación de un defecto músculo-aponeurótico, el lugar de implantación, el crecimiento fisiológico del animal, la fijación de la malla, los propios métodos de fijación o incluso el tipo de polipropileno empleado (densidad, tamaño del poro y estructura filamentosa).

En un estudio ya mencionado se observó que las mallas de PP no fijadas se contraían más que aquellas que se suturaban¹⁵. Nosotros no hemos observado diferencias en la contracción entre el grupo de mallas colocadas supraponeuróticas y subaponeuróticas. En cuanto al tipo de PP, también parece que si se emplea un polipropileno de menor densidad se desencadena una menor reacción inflamatoria y un mejor alineamiento de las fibras de colágeno^{7,19}. También se ha discutido el diferente comportamiento del polipropileno dependiendo de su estructura: mono o multifilar. En un estudio reciente se ha objetivado un comportamiento muy similar con ambos tipos de estructura fibrilar, observando una menor respuesta inflamatoria en el PP multifilamento²⁰. Sin embargo, no se han realizado hasta el momento estudios comparativos enfocados a estudiar el fenómeno de dicha contracción con los diferentes tipos de PP. Ya se ha observado que el PP de menor densidad y menor tamaño del poro desencadena una reacción inflamatoria más leve^{21,22}. Por tanto, es de esperar que también se compruebe una menor contracción de la malla. En un reciente trabajo publicado se ha observado que cuanto mejor es el grado de incorporación tisular menor es la contracción observada²³.

En diversos estudios clínicos también se ha observado este fenómeno de la contracción. Amid llevó a cabo un seguimiento radiológico parecido y observó una contracción del 20% a los 10 meses postimplante¹³. En nuestro estudio también hemos confirmado estos hallazgos, comprobando una teórica reducción del área del 34% a los 12 meses. Este fenómeno ha sido especialmente llamativo con el empleo de las mallas tridimensionales o tapones de PP (*plug*). Su volumen puede reducirse hasta un 70% y se ha relacionado con la aparición de recidivas, infecciones y migraciones²⁴⁻²⁶.

A largo plazo, apenas existen estudios clínicos ni experimentales suficientes, aunque sí se conoce bien que la malla produce una reacción crónica a cuerpo extraño que no debe ser infravalorada^{11,27}. Algunos de estos estudios se han efectuado sobre materiales extirpados o biopsiados tras recurrencia herniaria u otra intervención quirúrgica y también en aquellos casos en los que la malla se ha retirado como consecuencia de una infección crónica o de una complicación (fístula intestinal, problemas vasculares...)^{5,26,28,29}. En un trabajo donde se estudiaron diversos materiales de polipropileno procedentes de 26 pacientes, con un tiempo medio de implantación de 27 meses, se observaron todo un abanico de alteraciones en el tamaño del poro desde una contracción del 40% hasta una expansión del 58%⁵.

Estamos de acuerdo en que el fenómeno de la contracción no es una complicación, sino una consecuencia de la incorporación del biomaterial a la cicatriz quirúrgica²⁶. La cicatrización es un proceso extraordinariamente complejo. Al final de la fase inflamatoria, que dura aproximadamente 4 días, los macrófagos reclutan a los fibroblastos dando comienzo la fase proliferativa y comienza el fenómeno de la neovascularización. La actividad fibroblástica, mediada en parte por los linfocitos T, produce el depósito de colágeno. En estos momentos los miofibroblastos actúan produciendo la contracción de la cicatriz. La actividad de estos miofibroblastos es la responsable de la contracción de la cicatriz de las heridas³⁰, y posiblemente estas células están implicadas en la reducción observada en el tamaño de las mallas al quedar éstas completamente integradas en el tejido cicatricial. En un estudio experimental de Ferrando et al³¹ encontraron más fibroblastos fusiformes entre 2-4 meses postimplante, y luego se estabilizaron³¹. Este período corresponde con el mayor grado de contracción observado en nuestro estudio clínico. Resulta también interesante recordar aquí que las eventraciones suelen suceder antes del año del seguimiento³².

También hemos de resaltar que el fenómeno de contracción de las mallas no ocurre únicamente en el polipropileno. Otros biomateriales empleados en cirugía herniaria como el polietrefluoretileno expandido, el poliéster o el polietileno tereftalato, también se contraen cuando se incorporan al proceso de cicatrización tisular¹⁶⁻¹⁸.

En conclusión, podemos afirmar que, después de la implantación del polipropileno, es esperable que la malla sea sometida a un fenómeno de contracción "fisiológica" y que corresponde con el proceso de cicatrización. El período en el cual se espera que se produzca una

mayor reducción del área de la malla es el de los primeros 3 meses postimplante. La contracción puede suponer hasta una tercera parte de la superficie original, hecho muy a tener en cuenta al realizar nuestras reparaciones herniarias con biomateriales.

Bibliografía

1. Millikan KW. Incisional hernia repair. *Surg Clin North Am.* 2003; 83:1223-34.
2. Sorensen LT, Hemmingsen UB, Kirkeby LT, Kallehave F, Jorgensen LN. Smoking is a risk factor for incisional hernia. *Arch Surg.* 2005; 140:119-23.
3. Morales-Conde S, Abdel-lah O, Angoso-Catalina F, Blasco F, Feliu-Pala X, Fernández-Lobato R, et al. Técnica quirúrgica básica consensuada para el tratamiento por vía laparoscópica de las hernias ventrales. *Cir Esp.* 2005;78:214-21.
4. Abdel-lah O, García-Moreno F, Gutiérrez-Romero JR, Calderón F. Experiencia inicial en la reparación de hernias incisionales/ventrales por laparoscopia en una unidad de cirugía mayor ambulatoria y de corta estancia (UCMA-CE). *Cir Esp.* 2005;77:153-8.
5. Coda A, Bendavid R, Botto-Micca F, Bossotti M, Bona A. Structural alterations of prosthetic meshes in humans. *Hernia.* 2003;7:29-34.
6. 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.
7. Klinge U, Klosterhalfen B, Muller M, Ottinger AP, Schumpelick V. Shrinking of polypropylene mesh in vivo: an experimental study in dogs. *Eur J Surg.* 1998;164:965-9.
8. Amid PK. How to avoid recurrence in Lichtenstein tension-free hernioplasty. *Am J Surg.* 2002;184:259-60.
9. Browse NL, Hurst P. Repair of long, large midline incisional hernias using reflected flaps of anterior rectus sheath reinforced with Marlex mesh. *Am J Surg.* 1979;138:738-9.
10. Flament JB, Rives J. Mayor incisional hernia. En: Chevrel JP, editor. *Hernias and surgery of the abdominal wall.* Berlin: Springer-Verlag; 1998. p. 128-56.
11. Schumpelick V, Klinge U. Prosthetic implants for hernia repair. *Br J Surg.* 2003;90:1457-8.
12. Bellon JM. Mallas y cirugía: ¿cuáles y cuándo? *Cir Esp.* 2003;74:1-3.
13. Amid PK. Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery. *Hernia.* 1997;1:15-21.
14. Kapischke M, Prinz K, Tepel J, Tensfeldt J, Schulz T. Comparative investigation of alloplastic materials for hernia repair with improved methodology. *Surg Endosc.* 2005;19:1260-5.
15. Zieren J, Castenholz E, Jacobi CA, Zieren HU, Muller JM. Is mesh fixation necessary in abdominal hernia repair? Results of an experimental study in the rat. *Langenbecks Arch Surg.* 1999;384:71-5.
16. Johnson EK, Hoyt CH, Dinsmore RC. Abdominal wall hernia repair: a long-term comparison of Sepramesh and Dualmesh in a rabbit hernia model. *Am Surg.* 2004;70:657-61.
17. Zieren J, Maecker F, Neuss H, Muller JM. Trevira mesh: a promising new implant for the treatment of abdominal hernias. *Langenbecks Arch Surg.* 2002;387:8-13.
18. González R, Ramshaw BJ. Comparison of tissue integration between polyester and polypropylene prostheses in the preperitoneal space. *Am Surg.* 2003;69:471-6.
19. Conze J, Rosch R, Klinge U, Weiss C, Anurov M, Titkowa S, et al. Polypropylene in the intra-abdominal position: influence of pore size and surface area. *Hernia.* 2004;8:365-72.
20. Papadimitriou J, Petros P. Histological studies of monofilament and multifilament polypropylene mesh implants demonstrate equivalent penetration of macrophages between fibrils. *Hernia.* 2005;9:75-8.
21. Cobb WS, Kercher KW, Heniford BT. The argument for lightweight polypropylene mesh in hernia repair. *Surg Innov.* 2005;12:63-9.
22. Klinge U, Klosterhalfen B, Birkenhauer V, Junge K, Conze J, Schumpelick V. Impact of polymer pore size on the interface scar formation in a rat model. *J Surg Res.* 2002;103:208-14.
23. González R, Fugate K, McClusky D III, Ritter EM, Lederman A, Dillehay D, et al. Relationship between tissue ingrowth and mesh contraction. *World J Surg.* 2005;29:1038-43.
24. Taylor SG, Hair A, Baxter GM, O'Dwyer PJ. Does contraction of mesh following tension free hernioplasty effect testicular or femoral vessel blood flow? *Hernia.* 2001;5:13-5.
25. Schumpelick V, Arlt G, Schlachetzki A, Klosterhalfen B. Chronic inguinal pain after transperitoneal mesh implantation. Case report of net shrinkage. *Chirurg.* 1997;68:1297-300.
26. LeBlanc KA. Complications associated with the plug-and-patch method of inguinal herniorrhaphy. *Hernia.* 2001;5:135-8.
27. Bellon JM, Bujan J, Contreras L, Hernando A. Integration of biomaterials implanted into abdominal wall: process of scar formation and macrophage response. *Biomaterials.* 1995;16:381-7.
28. Klosterhalfen B, Klinge U, Hermanns B, Schumpelick V. Pathology of traditional surgical nets for hernia repair after long-term implantation in humans. *Chirurg.* 2000;71:43-51.
29. Langer C, Neufang T, Kley C, Liersch T, Becker H. Central mesh recurrence after incisional hernia repair with Marlex. Are the meshes strong enough? *Hernia.* 2001;5:164-7.
30. Rath AM, Chevrel JP. The healing of laparotomies: review of the literature. *Hernia.* 1998;2:145-9.
31. Ferrando JM, Vidal J, Armengol M, Gil J, Manero JM, Huguet P, et al. Experimental evaluation of a new layered prosthesis exhibiting a low tensile modulus of elasticity: long-term integration response within the rat abdominal wall. *World J Surg.* 2002;26:409-15.
32. Mudge M, Hughes LE. Incisional hernia: a 10 year prospective study of incidence and attitudes. *Br J Surg.* 1985;72:70-1.