

Prótesis compuestas en las reparaciones de defectos de pared abdominal. Estudio comparativo del empleo de barreras físicas y/o químicas

Juan M. Bellón^a, Natalia Serrano^a, Marta Rodríguez^a, Natalio García-Honduvilla^b, Gemma Pascual^b y Julia Buján^b

^aDepartamento de Cirugía. Facultad de Medicina. Universidad de Alcalá. Madrid. España.

^bDepartamento de Especialidades Médicas. Facultad de Medicina. Universidad de Alcalá. Madrid. España.

Resumen

Introducción. En la reparación de defectos de la pared abdominal, los biomateriales de tipo *composite* suelen presentar un componente de tipo reticular y un segundo componente (barrera), de tipo laminar (absorbible o no absorbible), que queda en contacto con el peritoneo visceral. En este estudio se trata de valorar cómo influye la composición de este último en el comportamiento biológico y en la formación de adherencias.

Material y métodos. Se crearon defectos de 7 5 cm en pared anterior del abdomen de conejos blancos de Nueva Zelanda, que comprendían todos los planos de la misma a excepción de la piel. Estos defectos fueron reparados con 2 grupos de prótesis: grupo A (n = 12), con prótesis con barrera física (no absorbible), polipropileno + politetrafluoroetileno expandido (PL + PTFE) y polipropileno + poliuretano (PL+ PU); grupo B (n = 12), prótesis con barrera química reabsorbible, poliéster + film de polietilenglicol/glicerol (PO + gl), y polipropileno + ácido hialurónico (PL + hial). Los animales fueron sacrificados a los 14 días. Se efectuaron estudios con microscopía óptica y electrónica de barrido, inmunohistoquímicos para macrófagos (RAM-11), y se cuantificaron las adherencias en la interfaz prótesis/peritoneo visceral.

Resultados. Tanto la integración como la mesotelización fueron óptimas. La formación de adherencias fue homogénea en las prótesis con barrera física (PL

+ PTFE, $0,49 \pm 0,14\%$; PL-PU, $0,29 \pm 0,2\%$). Sin embargo, entre las químicas se detectaron diferencias significativas: PO + gl, $0,55 \pm 0,06\%$; PL + hial, $18,55 \pm 4,96\%$ ($p < 0,05$).

Conclusiones. Las barreras físicas presentan un comportamiento homogéneo en cuanto a la formación de adherencias, mientras que en las químicas hay variaciones, debido probablemente a la composición del segundo componente.

Palabras clave: Adherencias. Biomateriales. Prótesis composite. Pared abdominal.

COMPOSITE PROSTHESES FOR THE REPAIR OF ABDOMINAL WALL DEFECTS: COMPARATIVE STUDY OF PHYSICAL AND/OR CHEMICAL BARRIERS

Introduction. Composite biomaterials designed for the repair of abdominal wall defects are usually composed of a reticular component and a second component, or barrier, which is laminar (absorbable or non-absorbable) and which is placed in contact with the visceral peritoneum. This study was designed to evaluate how the composition of this second component affects the biological behavior of the biomaterial and the formation of adhesions.

Material and methods. Defects (7 5 cm) comprising all the tissue planes except the skin were created in the anterior abdominal wall of white, New Zealand rabbits. In group A (n = 12) the defects were then repaired with composite prostheses with a non-reabsorbable physical barrier, polypropylene + ePTFE (PL + ePTFE) and PL + polyurethane (PL + PU). In group B (n = 12) the defects were repaired with a reabsorbable chemical barrier, polyester + a polyethyleneglycol/glycerol film (PO + gl) and PL + hyaluronate (PL + hy). Fourteen days after surgery, the animals were sacrificed and specimens were taken for light and scanning electron microscopy and immunohistochemical

Este estudio ha sido financiado por una ayuda de investigación: CICYT-MAT 2004-02114.

Correspondencia: Dr. J.M. Bellón.
Departamento de Cirugía. Facultad de Medicina.
Universidad de Alcalá.
Ctra N-II, Km 33.600. 28871 Alcalá de Henares. Madrid. España.
Correo electrónico: juanm.bellon@uah.es

Manuscrito recibido el 11-1-2004 y aceptado el 4-1-2005.

labeling for macrophages (RAM-11). Adhesions forming at the prostheses/visceral peritoneum interface were quantified.

Results. All the materials showed optimal tissue infiltration and mesothelialization. Adhesion formation was similar in prostheses with a physical barrier (PL + ePTFE, $0.49 \pm 0.14\%$; PL-PU, $0.29 \pm 0.2\%$). In contrast, those with a chemical barrier showed a significant difference in adhesion formation (PO + gl, $0.55 \pm 0.06\%$; PL + hy, $18.55 \pm 4.96\%$; $p < 0.05$).

Conclusions. Physical barriers seem to induce similar adhesions, while adhesions formed to prostheses with chemical barriers can vary considerably, possibly depending on the chemical composition of the barrier.

Key words: Adhesions. Biomaterials. Composite prostheses. Abdominal wall.

Introducción

La reparación de procesos herniarios sigue siendo una de las intervenciones quirúrgicas más frecuentes en cirugía general. Cuando se intervienen grandes defectos de pared abdominal —hernias incisionales, generalmente secundarias a laparotomías previas—, la colocación de un biomaterial de sustitución y/o refuerzo está hoy en día casi plenamente consensuado por parte de todos los cirujanos. Estudios recientes¹ han demostrado, incluso desde el punto de vista económico, la superioridad de la utilización de prótesis frente al cierre simple en la reparación de hernias incisionales con el fin de evitar recidivas.

En trabajos previos^{2,3} hemos valorado el comportamiento de diferentes biomateriales en distintas interfaces. La correspondiente al contacto de la prótesis con el peritoneo visceral puede dar origen a complicaciones. En la bibliografía se han comunicado casos de fístulas intestinales y formación adherencial que han provocado cuadros de obstrucción intestinal⁴.

Nuestro grupo⁵ ha demostrado que la estructura y la porosidad del biomaterial desempeñan un importante papel en el desarrollo de adherencias, en la consistencia de éstas y en la organización del neoperitoneo formado entre biomaterial y peritoneo visceral.

La formación de adherencias, cuya etiopatogenia sigue todavía sin estar aclarada, se ha tratado de modular mediante el empleo de diferentes y variados sistemas, que van desde la adición de sustancias químicas en la cavidad peritoneal⁶ hasta el implante de células mesoteliales pluripotenciales previamente cultivadas *in vitro*⁷.

Otra posibilidad es el empleo de biomateriales que lleven algún pretratamiento, o bien que estén formados por dos componentes, uno de los cuales es el que se interpone en la interfaz prótesis/peritoneo visceral con la finalidad de modularla. Estas prótesis en forma de *composite* generalmente tienen dos componentes: uno de ellos puede ser el biomaterial principal (primer componente), al que se puede añadir otro que cumpla la función específica que no puede llevar a cabo el primero (segundo componente). De esta forma, el diseño de estas prótesis va dirigido a que el biomaterial que constituye el primer

componente asuma el papel de integración tisular, y el segundo componente sea el que quede ubicado en contacto directo con el peritoneo visceral y module el comportamiento en esta interfaz. Ambos componentes suelen estar unidos mediante pegamentos acrílicos, termosellado e incluso sutura.

Los biomateriales que forman el primer componente suelen ser prótesis de tipo reticular, bien polipropileno o poliéster. El segundo componente (barrera) suele ser de tipo laminar y puede ser absorbible o no absorbible.

El objetivo del presente trabajo ha sido realizar un estudio comparativo entre distintos tipos de prótesis *composite* con la finalidad de evaluar el segundo componente de éstas, ya sea en forma de barrera física o química.

Material y método

Se emplearon 24 conejos blancos Nueva Zelanda machos, con un peso aproximado de 2.200-2.500 g. Los animales fueron estabulados en condiciones de luz y temperatura constantes durante todo el tiempo de estudio (normativa de la CEE 2871-22 A9).

La anestesia fue realizada con una mezcla de clorhidrato de ketamina, 70 mg/kg, diazepam, 1,5 mg/kg, y clorpromazina, administrada por vía intramuscular. Durante el acto operatorio, a algunos animales se les administró una dosis adicional por vía intraperitoneal. Todos los animales recibieron una dosis preoperatoria de 0,125 mg de cefazolina.

Mediante una técnica quirúrgica estéril se crearon defectos en la pared anterior del abdomen de 7 × 5 cm que comprendían todos los planos excepto la piel. Los defectos fueron reparados con fragmentos del mismo tamaño con diferentes materiales protésicos, que fueron fijados al tejido receptor mediante una sutura continua de polipropileno de 4/0.

Los biomateriales empleados fueron prótesis de tipo *composite*. Se establecieron dos grupos de prótesis. Grupo A ($n = 12$): prótesis con barrera física (no absorbible) polipropileno + politetrafluoroetileno expandido (PL + PTFE) (Marlex®, Bard, Inc. Murray Hill, NJ y Preclude Dura-Substitute® Gore-Tex, Flagstaff, AZ) unidos por una sutura de polipropileno de 4/0 en los ángulos de la prótesis; y polipropileno + poliuretano (PL + PU) (Marlex®, Bard, Inc. Murray Hill, NJ y un film de 26 mm de poliuretano, Op-Site, Smith & Nephew Medical Limited, Hull HU3 2BN, Reino Unido) unidos mediante un adhesivo de cianocrilato; grupo B ($n = 12$): prótesis con barrera química reabsorbible, poliéster + film de polietilenglicol/glicerol (PO + gl) (Parietex Composite® + Sofradim Production, 116 Avenue de Formans, Trévoux, Francia), y polipropileno + ácido hialurónico (PL + hial) (Sepramesh®, Genzyme Surgical Products, Cambridge, MA).

Las prótesis en la vertiente interna quedaron en contacto con el peritoneo visceral y en su vertiente superficial con el tejido celular subcutáneo. Antes de efectuar los implantes quirúrgicos, las prótesis con barrera química PO + gl y PL + hial fueron hidratadas durante unos minutos en una solución de agua destilada estéril. Los animales fueron sacrificados a los 14 días del implante.

Se evaluaron la presencia de infección y los lugares de relajación en la zona de los implantes.

Las adherencias fueron clasificadas, tomando como parámetro principal su consistencia, en: a) laxas, de aspecto transparente y de fácil sección; b) firmes, de aspecto blanquecino y más difíciles a la sección, y c) integradas, en la interfaz prótesis/peritoneo visceral, con difícil plano de disección entre el biomaterial y la serosa intestinal.

La extensión y superficie de ocupación de las adherencias en las prótesis fueron evaluadas de acuerdo con un diseño de nuestro grupo⁸. Para ello se crearon unas plantillas de polietileno de las mismas dimensiones que las prótesis implantadas. Una vez extraídas las prótesis, las zonas adherenciales eran marcadas sobre la plantilla. Posteriormente, dichas plantillas eran sometidas a un análisis de imagen con un aparato computarizado (MICRON). La superficie era medida en cm². Los resultados en cuanto a las áreas afectadas se sometieron a examen estadístico empleando el test de la U de Mann-Whitney.

Se tomaron muestras de la interfaz prótesis/peritoneo visceral y prótesis/tejido receptor para su estudio morfológico mediante microscopía óptica y electrónica de barrido (SEM).

Para los estudios de microscopía de luz, las piezas fueron fijadas en líquido de Bouin, incluidas en parafina y cortadas en secciones de 5

m. Las tinciones empleadas fueron hematoxilina-eosina, Rojo-Sirius y Tricrómico de Masson (variedad Goldner-Gabe).

Las muestras destinadas a estudio con SEM fueron fijadas en glutaraldehído al 3%, colocadas en una solución tampón de Millonig (pH 7,3) y deshidratadas en series graduales de acetonas. El punto crítico se llevó a cabo en un Polaron E-3000. Por último, las piezas fueron metalizadas en oro-paladio y estudiadas en un microscopio electrónico de barrido Zeiss (DSM-950).

El estudio inmunohistoquímico fue efectuado con un anticuerpo monoclonal específico para macrófagos de conejo RAM-11 (Dako M-633). El método empleado fue el de avidina-biotina, descrito en trabajos previos. Se efectuó el porcentaje de células marcadas positivamente en 30 campos microscópicos (16) elegidos al azar para cada biomaterial y cada tiempo. De los valores obtenidos del recuento celular se obtuvieron la media aritmética y la desviación estándar. Posteriormente se aplicó el test de comparación de medias de Student-Newman-Kuels, de forma independiente para cada biomaterial.

El peritoneo neoformado sobre cada uno de los biomateriales fue evaluado mediante un estudio morfométrico de 25 secciones histológicas (5 m) por grupo, para lo que se empleó un analizador de imagen computarizado (MICRON). De cada sección tisular se tomaron dos medidas al azar del espesor del neoperitoneo, el cual estaba delimitado por el componente protésico de la vertiente peritoneal de cada una de las prótesis *composite*. Las mediciones obtenidas a través del analizador de imagen fueron sometidas a estudio estadístico mediante el test de la U de Mann-Whitney.

Resultados

Todos los animales fueron válidos para estudio y no se observó la presencia de infección y/o rechazo en ninguno de ellos. En 2 animales del grupo A (PL + PU) y en 2 del grupo B (PO + gl) se detectó la presencia de seroma ubicado entre los films de polietilenglicol y poliuretano y en el de poliéster/polipropileno, respectivamente.

La consistencia de las adherencias fue en todos los implantes de características laxas y en algunos casos estaban ubicadas en la zona de la interfaz prótesis/tejido receptor (fig. 1).

El área ocupada por las adherencias fue: en el grupo A (PL + PTFEe, $0,10 \pm 0,13 \text{ cm}^2$; PL + PU, $0,10 \pm 0,07 \text{ cm}^2$) y en el grupo B (PO + gl, $0,11 \pm 0,02 \text{ cm}^2$; PL + hial $6,53 \pm 1,41 \text{ cm}^2$). No hubo diferencias significativas entre las prótesis con barrera física ($p > 0,05$), pero sí entre las de barrera química ($p < 0,05$), y el área adherencial fue significativamente mayor en la prótesis PL + hial.

La integración de las prótesis con barrera física fue muy similar. La prótesis por la vertiente del polipropileno se rodeó de un tejido conectivo compacto, dispuesto de manera concéntrica a los filamentos de la prótesis. A partir de la vertiente laminar del *composite* (PTFE frente a PU), se formó un neoperitoneo de estructura ordenada, bien vascularizado y tapizado por células mesoteliales (fig. 2).

La integración de las prótesis con barrera química mostró un comportamiento igual en la vertiente reticular de la prótesis (PL frente a PO), encontrándose incluidas en un tejido cicatrizal denso y compacto. Sin embargo, en la barrera química, el film de polietilenglicol estaba íntegro y a partir de él se observaba la formación de un neoperitoneo, ordenado, paralelo al film y tapizado por un típico mesotelio. En la prótesis con barrera de hialurónico, el comportamiento en cuanto a la

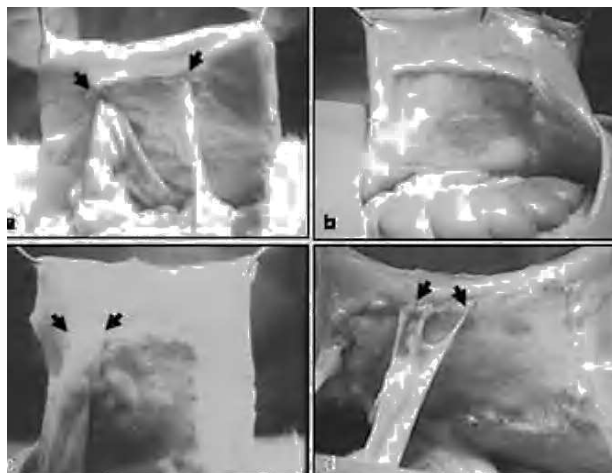


Fig. 1. Fotografía macroscópica de las adherencias: a) PL + PTFEe; b) PL + PU; c) PO + gl; d) PL + hial.
PL: polipropileno; PTFEe: politetrafluoroetileno expandido; PU: poliuretano; PO: polietilenglicol; gl: glicerol; hial: ácido hialurónico.

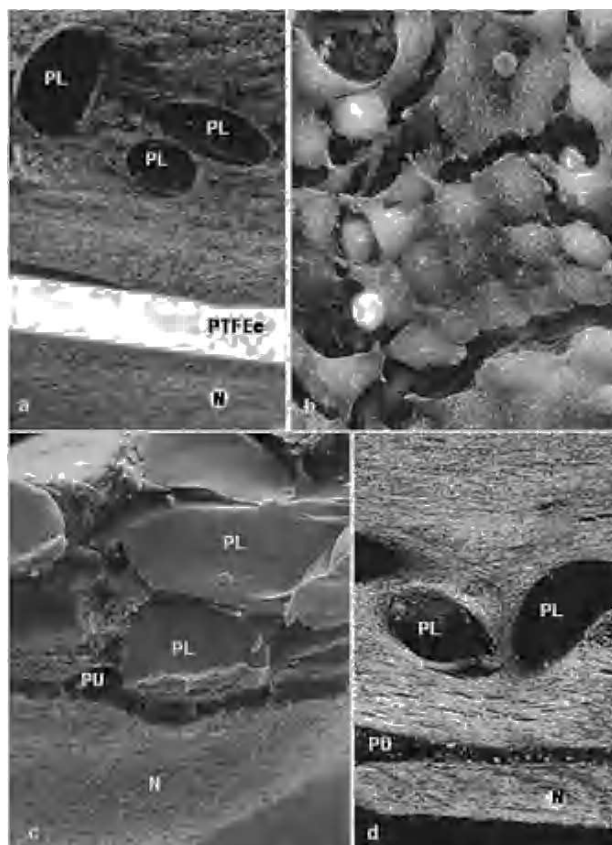


Fig. 2. Barreras físicas (grupo A). a) Implantes de PL + PTFEe a los 14 días (Rojo Sirius, 100); b) detalle de las células mesoteliales que tapizan el neoperitoneo (flecha = célula blanca) (1.000); c) vista panorámica en la microscopía electrónica de barrido de la integración de la prótesis de PL+PU con el tejido receptor (100); d) aspecto del implante de PL + PU en la microscopía óptica (Rojo Sirio, 100).
PL: polipropileno; PTFEe: politetrafluoroetileno expandido; N: neoperitoneo, PU: poliuretano.

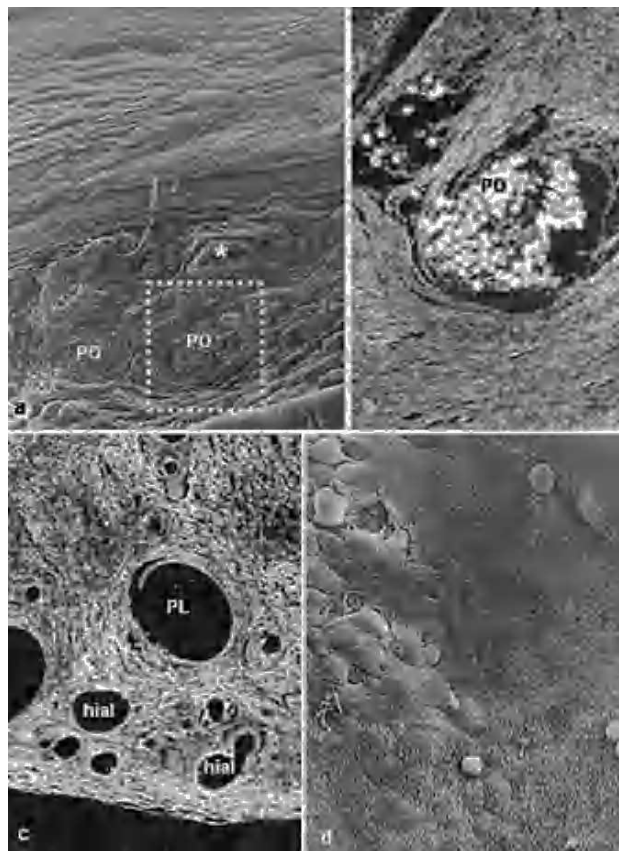


Fig. 3. Barreras químicas (grupo B). a) Tejido de integración muy vascularizado en la prótesis de PO + gl (100); b) Detalle de microscopía óptica de la zona recuadrada en la imagen anterior (Rojo Sirio, 100); c) implante de PL + hial (Rojo Sirio, 100); d) mesotelio formado en los implantes de PL + hial en el que puede apreciarse la presencia de células blancas (flechas) (500). PO: poliéster; PL: polipropileno; hial: ácido hialurónico. *Vaso sanguíneo.

integración del polipropileno no mostró diferencia alguna en relación con las otras prótesis. Sí las hubo en la barrera de hialurónico, en la que se objetivó la presencia de cavidades correspondientes a zonas biodegradadas (fig. 3).

La morfometría del espesor del neoperitoneo formado mostró los siguientes valores: en el grupo A (PL + PTFEe, $546,44 \pm 66,19$; PL + PU, $286,20 \pm 44,76$) y en el grupo B (PO + gl, $276,89 \pm 38,87$; PL + hial, $84,49 \pm 19,05$). Hubo diferencias significativas entre las prótesis con barrera física ($p < 0,05$), y entre las de barrera química ($p < 0,05$). En general, todos los *composites* mostraron una buena mesotelización.

El estudio inmunohistoquímico con el anticuerpo monoclonal específico para conejo (RAM-11) (fig. 4) puso de manifiesto los siguientes valores en porcentaje de células marcadas para cada biomaterial: en el grupo A (PL + PTFEe, $17,39 \pm 4,11$; PL + PU, $19,84 \pm 4,01$) y en el grupo B (PO + gl, $15,74 \pm 2,48$; PL + hial, $27,33 \pm 4,13$). No hubo diferencias significativas entre la prótesis con barrera física ($p > 0,05$), pero sí entre las de barrera química ($p < 0,05$).

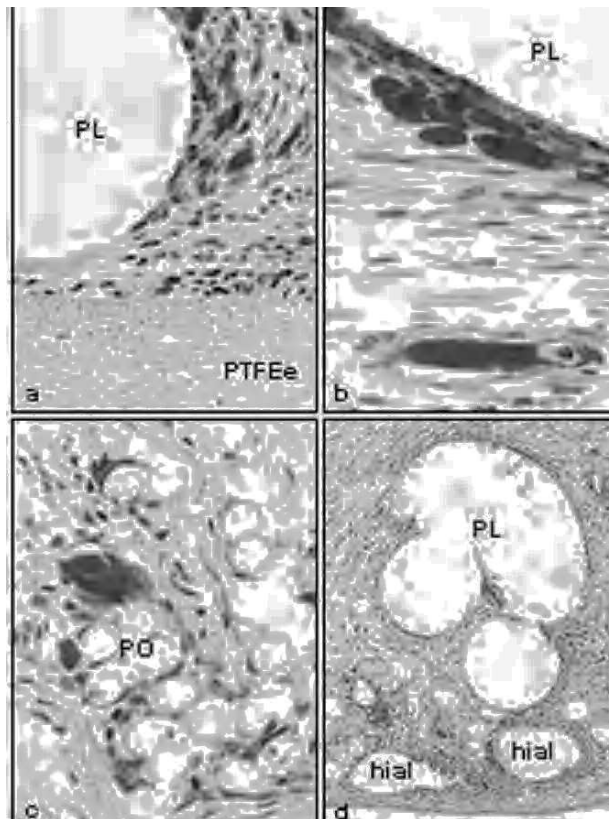


Fig. 4. Marcaje inmunohistoquímico específico para macrófagos de conejo (RAM-11). a) PL + PTFEe (400); b) PL + PU (630); c) PO + gl (630); d) PL + hial (100). PP: polipropileno; PTFEe: politetrafluoroetileno expandido; PO: poliéster; hial: ácido hialurónico.

Discusión

De acuerdo con algunos autores⁸, la prótesis ideal destinada a reparar defectos de pared abdominal debería tener una buena integración tisular, una buena resistencia biomecánica y, por último, un buen comportamiento cuando queda ubicada en contacto con el peritoneo visceral, sin generar la formación de adherencias.

La interfaz entre el biomaterial y el peritoneo visceral tiene una importancia máxima, ya que a través de ella pueden tener explicación algunas de las complicaciones que se presentan en los pacientes a los que se le ha implantado una prótesis intraperitoneal. Nuestra clasificación en laxas, firmes e integradas indica que estas últimas, debido al contacto íntimo que adquieren con la serosa del intestino, son las que pueden provocar problemas de fistulización con el intestino.

La interfaz del biomaterial con el peritoneo visceral se ha tratado de modular con el empleo de diferentes y variados sistemas.

En estos sistemas hay fundamentalmente 2 métodos: a) procedimientos de pretratamiento de las prótesis, que tienen como finalidad crear una interfaz entre el biomaterial y las zonas de contacto de éste con el peritoneo visceral y que, generalmente, son barreras reabsorbibles o soluciones químicas, y b) el empleo de barreras de tipo

físico, sobre todo con el empleo de biomateriales no degradables.

En relación con el primer método se han publicado diferentes trabajos. Así, Jenkins et al⁹ demostraron que la colocación de un film de gelatina entre un biomaterial de polipropileno y el peritoneo visceral no disminuía el número de adherencias y que el número de éstas era igual al de los controles. Naim et al¹⁰ comprobaron que la interposición entre una prótesis de polipropileno y el peritoneo visceral de una lámina de Interceed® disminuía la formación de adherencias.

Nuestro grupo⁶ realizó un pretratamiento de las prótesis de polipropileno con fosfatidilcolina con la finalidad de modular el proceso adherencial, sin que se obtuvieran resultados en cuanto a su disminución.

Posteriormente, otros grupos, como Alponat et al¹¹, evaluaron la eficacia de un compuesto de carboximetilcelulosa y obtuvieron una disminución de la formación de adherencias. Ensayaron también Interceed® y demostraron su ineficacia para impedir la formación de adherencias. En un estudio similar, estos autores interpusieron como barrera una membrana de ácido hialurónico biorreabsorbible y observaron la disminución de la formación adherencial, al igual que en estudios experimentales publicados recientemente por Dinsmore et al¹², Baptista y et al¹³ y Szabo et al¹⁴, que emplearon una misma membrana de ácido hialurónico.

En nuestros ensayos, el mejor comportamiento como barrera química lo obtuvo el PO + gl respecto al PL + hial. Probablemente, ello se deba a que en el primer biomaterial la barrera química está diseñado en forma de film, muy parecido a lo que se realiza con las barreras físicas de tipo laminar. Ello, a pesar de ser reabsorbible, permite en los primeros momentos un óptimo y homogéneo depósito mesotelial. A diferencia de éste, el componente de hialurónico tiene que adaptarse a las distintas irregularidades de la estructura del polipropileno. Quizá por ello, el espesor del neoperitoneo en este último sea significativamente menor con respecto al PO + gl.

Hubo una mayor respuesta macrofágica en la prótesis con hialurónico. Ello podría atribuirse a la propia composición química.

Otra posibilidad es el empleo de barreras de tipo físico, normalmente materiales no biodegradables.

Diversos autores han ensayado estas barreras. Así, Walker et al¹⁵ realizan un trabajo de investigación en conejos en el que implantan, en un defecto en pared anterior del abdomen, una prótesis de polipropileno y en contacto con el peritoneo visceral una prótesis de PTFEe. Con ello obtienen una disminución del número de adherencias en dicha interfaz.

Amid et al¹⁶ obtienen los mejores resultados de inhibición de formación de adherencias con la combinación de una malla de polipropileno con una lámina de silastic o bien con una lámina de polipropileno.

Greenawalt et al¹⁷ emplean una prótesis *composite* (Sepramesh®) y obtienen una menor formación adherencial que con el empleo de controles solos de polipropileno. Los mismos resultados son obtenidos por otros autores¹⁸ que emplean el mismo *composite* y, además, analizan la formación adherencial de una forma secuencial con el empleo de laparoscopia.

Sodji et al¹⁹ ensayan un *composite* formado por poliéster y poliuretano y encuentran una mínima formación adherencial, aunque el diseño no tiene controles.

En el presente trabajo hemos empleado como barreras físicas el PTFEe laminar y el poliuretano. Esta segunda barrera física, que forma un *composite* diseñado por nuestro grupo²⁰, obtiene junto con el PTFEe los mejores resultados en cuanto a formación adherencial. Asimismo, la formación del neoperitoneo consigue alcanzar el mejor espesor.

Para obtener una buena mesotelización es necesario que la barrera sea lisa y que no haya ningún tipo de obstáculo que impida que las células mesoteliales colonicen el material protésico. De acuerdo con Baptista et al¹³, solamente las zonas con buen mesotelio están desprovistas de adherencias. De hecho, algunos autores, como Soler et al²¹, no encontraron mejoría en la formación adherencial cuando combinaban 2 prótesis reticulares.

La reacción macrofágica ha sido similar en ambas barreras físicas y no hubo diferencias estadísticamente significativas en el porcentaje de macrófagos entre unas y otras.

Por todo ello, del presente estudio podemos concluir afirmando que: a) tanto las barreras físicas como químicas ubicadas en las distintas prótesis tienen un comportamiento en cuanto a formación de mesotelio muy similar, y b) en cuanto a la formación adherencial, las barreras físicas se comportan de una forma más homogénea, aunque no ocurre lo mismo con las químicas, en las que probablemente la composición química del segundo componente de la prótesis module la formación de adherencias en la interfaz peritoneal.

Bibliografía

1. Israelsson LA, Jönsson L, Wimo A. Cost analysis of incisional hernia repair by suture or mesh. *Hernia*. 2003;7:114-7.
2. Bellón JM, Buján J, Contreras L, Hernando A. Interface formed between visceral peritoneum and experimental polypropylene or polytetrafluoroethylene abdominal wall implants. *J Mat Sci Mat Med*. 1996;7:331-6.
3. Bellón JM, Buján J, Contreras L, Carrera-San Martín A, Jurado F. Comparison of a new type of polytetrafluoroethylene patch (Mycro-Mesh) and polypropylene prosthesis (Marlex) for repair of abdominal wall defects. *J Am Coll Surg*. 1996;183:11-8.
4. Chuback JA, Sigh RS, Sill C, Dick LS. Small bowel obstruction resulting from mesh plug migration after open inguinal hernia repair. *Surgery*. 2000;127:475-6.
5. Bellón JM, Jurado F, García-Hondurilla 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.
6. Bellón JM, Contreras L, Buján J, Jurado F. Effect of phosphatidylcholine on the process of peritoneal adhesion following implantation of a polypropylene mesh prosthesis. *Biomaterials*. 1996;17:1369-72.
7. Lucas PA, Warejka DJ, Zhang LM, Newuman WH, Young HE. Effect of rat mesenchymal stem cell on development of abdominal adhesions after surgery. *J Surg Res*. 1996;62:229-32.
8. Schein M, Wittmann DH, Aprahamian CC, Condon RE. The abdominal compartment syndrome: The physiological and clinical consequences of elevated intra-abdominal pressure. *J Am Coll Surg*. 1995;180:745-53.
9. Jenkins SD, Klammer TW, Parteka JJ, Condon RE. A comparison of prosthetic materials used to repair abdominal wall defects. *Surgery*. 1983;94:392-7.
10. Naim JO, Pulley D, Scanlan K, Hinshaw JR, Lanzafame RJ. Reduction of postoperative adhesions to Marlex mesh using experimental adhesion barriers in rats. *J Laparoendosc Surg*. 1993;3:187-90.

11. Alponat A, Lakshminarasappa ST, The M, Rajnakova A, Mochhala S, Goh PMY, et al. Effects of physical barriers in prevention of adhesions: an incisional hernia model in rats. *J Surg Res.* 1997;68:126-32.
12. Dinsmore RC, Calton WC. Prevention of adhesions to polypropylene mesh in a rabbit model. *Am Surg.* 1999;65:383-7.
13. Baptista ML, Bonsack ME, Delaney JP. Seprafilm reduces adhesions to polypropylene mesh. *Surgery.* 2000;128:86-92.
14. Szabo A, Haj M, Waxman I, Eitan A. Evaluation of Seprafilm and amniotic membrane as adhesion prophylaxis in mesh repair of abdominal wall hernia in rats. *Eur Surg Res.* 2000;32:125-8.
15. Walker AP, Henderson J, Condon RE. Double-layer prostheses for repair of abdominal wall defects in a rabbit model. *J Surg Res.* 1993;55:27-32.
16. Amid PK, Shulman AG, Lichtenstein IL, Sostrin S, Young J, Hakakha M. Experimental evaluation of a new composite mesh with the selective property of incorporation to the abdominal wall without adhering to the intestines. *J Biomed Mat Res.* 1994;28:373-5.
17. Greenawalt KE, Butler TJ, Rowe EA, Finneral AC, Garlick DS, Burns JW. Evaluation of Sepramesh biosurgical composite in a rabbit hernia repair model. *J Surg Res.* 2000;94:92-8.
18. Felemovicius I, Bonsack ME, Hagerman G, Delaney JP. Prevention of adhesions to polypropylene mesh. *J Am Coll Surg.* 2004;198: 543-8.
19. Sodji M, Rogier R, Durand-Fontanier S, Lachachi F, Cheynel N, Lombin L, et al. Prothèse pariétale composite et non résorbable en polyéthylène téréphtalate-polyuréthane (HI-TEX PARP NT): prévention des adhérences intrapéritonéales. Etude expérimentale chez le lapin. *Ann Chir.* 2001;126:549-53.
20. Bellón JM, García-Carranza A, Jurado F, García-Honduvilla N, Carrera-San Martín A, et al. Evaluation of a new composite prostheses (PL-PU 99) for the repair of abdominal wall defects in terms of behavior at the peritoneal interface. *World J Surg.* 2002;26:661-6.
21. Soler M, Verhaeghe P, Essomba A, Sevestre H, Stoppa R. Le traitement des éventrations post-opératoires par prothèse composée (polyester-polyglactine 910). Etude clinique et expérimentale. *Ann Chir.* 1993;47:598-608.