



Revista Portuguesa
de

irurgia

II Série • N.º 10 • Setembro 2009

Cirugía de pared abdominal. Presente y futuro

M. Hidalgo¹; E. Ferrero²; A. Hidalgo³

¹ Prof. Titular cirugía Universidad Complutense. Madrid – Jefe servicio cirugía general y digestiva Hosp. 12 Octubre

² Prof. Asociado de cirugía Universidad Complutense Madrid – Jefe sección de Cirugía general. Hospital 12 de Octubre

³ Medico de Familia. Insalud. Madrid

La cirugía de la pared abdominal, ha visto modificada su contexto en las últimas décadas, como consecuencia de diferentes factores, que han aparecido casi simultáneamente, y que han condicionado tanto las técnicas quirúrgicas, como el postoperatorio de estos pacientes que constituyen un considerable grupo de personas, y que plantean repercusiones laborales y sociales de gran trascendencia.

Las consecuencias de estas modificaciones, han incidido, de una manera sorpresiva y han dado lugar, a la aparición de nuevos y prometedores caminos que posibilitan un atractivo futuro para las personas que padecen esta patología.

Los resultados no se han hecho esperar y las publicaciones científicas de todos los países y comunidades, se han inundado de artículos, en los que se describen, las excelencias de las nuevas orientaciones terapéuticas derivadas de aspectos que hasta hace poco tiempo no eran tenidos en cuenta.

Intentaremos analizar en este artículo cuales son los factores que han dado lugar a este cambio tan trascendental, y que básicamente pueden resumirse en dos aspectos diferentes: Nuevas técnicas quirúrgicas y Biomateriales de nueva generación.

Las técnicas quirúrgicas para corregir una hernia de la pared abdominal, se han basado durante muchas décadas, en el cierre del defecto existente, utili-

zando los tejidos vecinos, y creando una estructura suficientemente fuerte que fuera capaz de soportar la presión abdominal e impedir la salida de nuevo, del contenido intestinal a través del saco herniario.

Desde el siglo XIX, un considerable número de cirujanos han publicado técnicas quirúrgicas, fruto de sus investigaciones, unas con mayor y otras con menor éxito, que dieron lugar a que existieran más de cincuenta procedimientos quirúrgicos. cuyo objetivo básico era siempre el mismo, la corrección del defecto de la pared abdominal. Apellidos tan ilustres como Gimbernat; Kissner; Mayo o Bassini han visto unido sus nombres a la cirugía de estos procesos y el paso del tiempo ha perpetuado sus descripciones primitivas, bien como lo hicieron en su primer momento o con modificaciones posteriores como ha sucedido con la técnica de Bassini.

Todas ellas tenían un punto en común: el cierre del anillo herniario, y todas conducían a un mismo problema, derivado de la intención del procedimiento y que no era otra más que la creación de una zona fuerte y resistente que resolviera el defecto de la pared abdominal. La consecuencia era que, el cierre del anillo, conducía a la creación de una zona de tensión, producida por la aproximación de los tejidos vecinos, que debían ocupar la posición del primeron y que propiciaba una situación y una anatomía reconstruida en



base a criterios de movilización de tejidos cuyo origen y situación primitiva se encontraban modificados por fuerzas de tensión (puntos de corrección).

La evolución y el seguimiento de estas técnicas quirúrgicas, puso en evidencia, algo lógico, una alta tasa de recidiva, (en algunos casos por encima del 25%), y un recelo y un temor, por parte de los pacientes a presentar de nuevo el mismo problema que les había llevado a la mesa de operaciones. Todo lo anterior hizo que la mayoría de los cirujanos no mostraran gran interés por realizar una cirugía que en gran medida, era el fracaso del procedimiento, y dio lugar a que esta patología fuera realizada por cirujanos en formación o con poca experiencia, lo que así mismo condujo a que la alta tasa de recidiva, se mantuviera estable durante bastantes años.

No obstante hubo determinados grupos de cirujanos americanos y franceses, que no abandonaron esta patología y de cuyos trabajos e investigaciones nacieron en la década de los 80, nuevas técnicas quirúrgicas, basadas en un concepto diferente de corrección del defecto de pared. Se introdujo el término “Free Tensión” cuya idea fundamental era la corrección herniaria evitando zonas de tensión y corrigiendo el defecto con la utilización de materiales biocompatibles que se colocaban a nivel del orificio herniario.

Stoppa, Chevrel, Lichtenstein, Gilbert, Nihus, son nombres familiares dentro de la comunidad médica, que con sus técnicas quirúrgicas novedosas revolucionaron el concepto de cirugía de pared abdominal y han aportado soluciones, casi ideales, cuyos resultados, no se han hecho esperar, puesto que las publicaciones de grandes series de pacientes operados con estas técnicas arrojan tasas de recidivas que se encuentran en torno al 1% o incluso inferiores. La publicación, en revistas médicas de las citadas técnicas así como sus resultados, ha dado lugar, a que importantes grupos de cirujanos, hayan mostrado de nuevo, gran interés por esta cirugía y la actualidad nos enseña que la difusión y el interés social ha sufrido un cambio radical y ha propiciado que la cirugía de la pared abdominal se encuentre en niveles y resultados óptimos y con una cirugía de escaso o nulo riesgo.

Estos nuevos procedimientos terapéuticos funda-

mentan sus puntos básicos, en la corrección del orificio herniario mediante material protésico que ocluye el defecto sin crear ninguna zona de tensión y fortaleciendo así mismo toda la pared abdominal debilitada. Todas las técnicas ofrecen unos resultados excelentes y la de Lichtenstein es la considerada como “Gold estándar” y por lo tanto punto de referencia internacional.

Un aspecto muy significativo en este apartado es el de la **cirugía laparoscópica** de la pared abdominal. Indudablemente no es la indicación más precisa pero lo cierto es que grupos de expertos han comenzado a publicar nuevos procedimientos quirúrgicos, basados en nuevos conceptos e innovadoras ideas, que tratan de resolver este importante capítulo de la patología quirúrgica que afecta a gran número de personas y que tiene unas repercusiones socio-laborales importantísimas en la vida cotidiana de cualquier país. Los esfuerzos más significativos han sido encaminados a nuevas técnicas de reparación de eventraciones y hernias laparotómicas y los resultados provisionales en manos de estos expertos ofrecen resultados verdaderamente alentadores.

Un punto de controversia en la actualidad es el abordaje para el tratamiento de los diversos tipos de hernias, ya que diferentes grupos de Cirujanos Laparoscopistas han apostado de un modo muy explícito en este campo. Sin embargo, la evidencia científica y los resultados a largo plazo, han clarificado los diferentes aspectos de esta controversia. En la cirugía de la región inguinal está plenamente demostrado que el abordaje anterior mediante anestesia regional o anestesia local es el procedimiento de elección en las hernias Inguino-crurales primarias. Puede existir alguna controversia en las hernias recidivadas cuya primera cirugía fue mediante abordaje anterior. La duda se plantea si realizar una vía posterior de Stoppa o Nihus o un abordaje Laparoscópico. El fundamento es el mismo, el plano posterior está indemne y teóricamente la cirugía es más fácil. Los partidarios de la técnica de Stoppa o Nihus avalan resultados muy buenos con estudios y trabajos de varias décadas de duración.

Los grupos que realizan sistemáticamente Cirugía Laparoscópica (Bittner, Kukleta) han publicado



recientemente grandes series de pacientes con buenos resultados y con una tasa de complicaciones similares a los de la vía posterior, lo cual confirma la idea de que ambas técnicas son válidas siempre y cuando la cirugía laparoscópica sea realizada por grupos de expertos. En mi criterio no puede generalizarse el abordaje laparoscópico, dado que los resultados y las complicaciones de la laparoscopia son llamativamente peores cuando no se realizan por expertos.

Donde más discusión existe sobre la vía de abordaje es en el tratamiento de las hernias incisionales o eventraciones. La laparoscopia ha adquirido aquí una gran preponderancia respecto del abordaje anterior, que sin embargo, es preciso matizar en algunos puntos importantes.

El primer punto de controversia es el concepto de cirugía reparadora. ¿Cuál es la idea reparadora de las hernias incisionales tratamiento del saco herniario? ¿Reconstrucción de la pared abdominal? ¿Dermolipsectomía asociada?

Si la idea es resolver únicamente el saco herniario sin corrección del defecto de pared, la cirugía laparoscópica es perfectamente válida, pero si el concepto es la reparación de la pared abdominal, hemos de pensar en la cirugía tradicional. En mi criterio, no son comparables ambos abordajes salvo que se unifiquen los conceptos anteriores.

El segundo punto de controversia es el de los resultados y las complicaciones postoperatorias. La cirugía clásica tiene una hospitalización mayor, más dolor postoperatorio y más dificultad técnica. Los resultados a largo plazo son diferentes según el punto de colocación de la malla, pero en resumen hay una tasa menor del 10% en recidiva como única complicación a largo plazo.

La Cirugía Laparoscópica aporta menor dolor postoperatorio, menor hospitalización, una tasa considerable de serosas; debe ser realizada por expertos; una mayor tasa de recurrencia y sobre todo un hecho preocupante cual es la necesidad de dejar una malla intraperitoneal con la posibilidad de obstrucciones o perforaciones intestinales como consecuencia de la malla. El uso de los Tackers para fijar la prótesis es un punto

asimismo preocupante por la posibilidad de formación de neuromas. Creo que es preciso individualizar los pacientes, tanto con uno como con otro tipo de abordaje, para obtener resultados óptimos.

El segundo pilar básico de esta evolución lo constituyen los **biomateriales**. La historia de la cirugía nos dice que la utilización de materiales heterólogos, como sustitutivo de la pared no es nueva y si estudiamos someramente aquella veremos que en el año 1889 Witzel describió la utilización de mallas de plata; más tarde, Balcok en 1934 publico el uso de hilos de acero y Burke en 1940 las mallas de tantalio. Sin embargo la revolución de los materiales biocompatibles se inicio en 1958 cuando Husher describió el **polipropileno**, que vino a introducir nuevos conceptos y nuevos métodos para la corrección y sustitución de la pared abdominal. El uso de este biomaterial, fue al principio restringido pero las publicaciones en la década de los 80, los trabajos de Lichtenstein y Gilbert entre los cirujanos americanos y las de grupo francés, Stopa, Flament, Chevrel etc, fueron como una explosión, que dio lugar, a un uso casi masivo por todos y cada uno de los cirujanos del planeta. El otro importante y revelador hito, del cambio de la cirugía de pared abdominal, fue la aparición en el armamentario quirúrgico de otro biomaterial que difería de una manera sustancial de los ya conocidos y que eran laminas de poli-tetrafluor-etileno (PTFE). Su uso ha propiciado nuevas fronteras y nuevas expectativas en la cirugía de pared abdominal, puesto que su utilización intrabdominal evita la formación de adherencias, complicación frecuente cuando de utiliza una malla de polipropileno.

La denominación correcta de las prótesis debería ser el de materiales biocompatibles, ya que no se trata realmente de materiales vivos sino de compatibles con la biología del organismo. Son sintéticos, se fabrican con diferentes variedades de polímeros que tienen la capacidad de facilitar la aparición de células, neovasos, etc., ya que el organismo considera este material extraño como propio, lo que favorece su integración. Las propiedades de los mismos están claramente establecidas y se resumen en ser biomateriales que además de biocompatible ofrecen una buena resistencia mecánica a la tracción.



Es necesario recordar que se clasifican según su origen en biológicos y sintéticos, que Pueden ser reabsorbibles o irreabsorbibles, y que su constitución tiene dos formas bien diferenciadas las de ser reticulares o laminares.

Las mallas reticulares son macroporosas y las laminares microporosas. A mayor porosidad mayor adherencia. Las mallas reticulares provocan una gran reacción fibroblástica concéntrica a los hilos de la malla, lo que produce un atrapamiento desordenado de la malla y, por tanto, son más susceptibles de provocar adherencias firmes con el intestino.

La utilización de biomateriales en la cirugía de la pared abdominal durante mas de dos décadas, de una manera rutinaria, ha dado lugar a la aparición de complicaciones y efectos adversos que antes no se valoraban y de ellos los mas importantes son el dolor crónico postoperatorio y la aparición de fístulas y adherencias intraabdominales. Como consecuencia actualmente se investigan nuevos materiales que intentan evitar o disminuir estas complicaciones. Es la generación de **biomateriales de baja densidad**

Estos biomateriales son prótesis mixtas compuestas por una parte reabsorbible y otra irreabsorbible *y cuyos objetivos son : disminuir la reaccion inflamatoria a cuerpo extraño , reducir la cantidad de material residual; aumentar el tamaño del poro y mantener una buena conformacion de la pared abdominal . El objetivo es lograr una baja tasa de recidiva, ;una disminución de las adherencias o fistulas, asi como de las infecciones y disminuir o hacer desaparecer el dolor cronico postoperatorio*

Amid sostiene que las prótesis con poros menores de 10 micras (microporosas, como PTFE-e), permiten que las bacterias se escondan de los granulocitos en los pequeños poros del material protésico y proliferen, facilitando la infección de la prótesis.

Beets y Van Mameren (Eur.J.Surg.,1996), encuentran un incremento de la reacción a cuerpo extraño con las mallas de PP de poro más pequeño. La inflamación, fibrosis y respuesta tisular alrededor de la malla es mayor en las mallas de PP de poro pequeño y alto peso, en comparación con otras de poro grande y bajo peso.

Klinge y Schumpelick postulan en el 2002, que existe una disminución en el transporte de fluidos a través de los poros pequeños, que es el responsable de una acentuada respuesta tisular. Además el pequeño tamaño del poro fomenta la encapsulación más que la integración de la prótesis, disminuyendo la elasticidad del tejido cicatrizal formado. El gran tamaño del poro provoca una mínima reacción a cuerpo extraño, un tejido cicatrizal menos denso y una mayor comodidad para el paciente al disminuir la reacción inflamatoria de la cicatriz.

Los estudios histológicos demuestran una menor respuesta biológica en las mallas de bajo peso, con disminución de la reacción crónica inflamatoria y la fibrosis alrededor de las fibras del polímero de PP.

En la cirugía de la eventración y herniaria en general, lo importante es reducir la cantidad de material residual (gracias a la incorporación de material reabsorbible), pero manteniendo la arquitectura de la prótesis y su fuerza tensil apropiadas, para mantener una pared abdominal estable a largo plazo.

El material estable no absorbible que queda en la malla residual, debe ser mantenido y no modificado con el paso del tiempo y lo menos adherente posible, para reducir al máximo los problemas derivados de las adherencias al intestino con la subsiguiente posible formación de fístulas y/o obstrucción intestinal.

Los problemas derivados del dolor postoperatorio se deben a la pérdida de elasticidad de la pared abdominal al ser reemplazada parcial y totalmente con un material extraño. A mayor elasticidad menos dolor y esto se consigue con las prótesis de bajo peso y parcialmente reabsorbibles. ¿por qué?

En las mallas que incorporan material reabsorbible, de bajo peso y poro grande, la reacción a cuerpo extraño es mucho menor y también disminuye la destrucción de las fibras nerviosas. Esta es una de las causas principales en la disminución del dolor postoperatorio con la utilización de este tipo de mallas.

El mecanismo de cualquier reparación con prótesis dependerá fundamentalmente de la presión intrabdominal. Este rango de presión oscila entre 0,2 kpa, hasta la máxima presión abdominal de casi 20 kpa = 150



mm Hg. La mayoría de las prótesis utilizadas habitualmente superan este rango de presión.

Tauber y Seidel midieron la fuerza tensil del m. recto en su plano horizontal, que oscilaba entre 70-80 N/cm; pero medida verticalmente se reducía $\frac{1}{4}$ = 10-20 n/cm. Si asumimos una circunferencia abdominal de 100 cm. y un máximo de presión abdominal de 20 kpa, teóricamente la fuerza tensil máxima oscilará alrededor de 16 N/cm. Las mallas que ofrecen mayor resistencia a la tracción son las de PP (mayor resistencia tensiométrica), pero la formación mayor de neoperitoneo se da con las de PTFE-e (menos adherencias). Así, la combinación de éstas óptimas características nos proporcionará la malla más idónea para ser implantada.

Las prótesis con un mismo rango de porosidad alcanzan valores similares de resistencia a la tracción. Por la Ley de Laplace: tensión fuerza= presión x radio/2s (s= grosor de la capa muscular, que se puede establecer en 0,08 cm) = 200 N/cm². En cambio la fuerza tensil = presión x diámetro/4 (N/cm) daría un resultado de 16 N/cm. Por ello, para la sustitución completa de la pared abdominal se requiere una fuerza tensil de 32 N/cm, mientras que para reforzar la pared sería suficiente con una fuerza tensil de 16 N/cm. Por tanto, será muy importante incorporar un material con el menor peso posible y combinado con una alta elasticidad. El material que obtiene mayor fuerza tensil en la actualidad es el PTFE-e.

La elasticidad de la pared abdominal en el plano horizontal es marcadamente menor que en el plano vertical. El 50 % de los pacientes con prótesis de pared abdominal refieren quejas de disconfort relacionadas con parestesias y restricción física a la movilidad de la pared abdominal. Sabemos que cada laparotomía es seguida de considerable dolor que se acompaña de una marcada restricción de la movilidad de la pared abdominal, aunque es obvio que la elasticidad de la pared abdominal dependerá de varios factores (edad, sexo, ejercicio...). La elasticidad de la pared abdominal después de cirugía abierta y laparoscópica ha sido recientemente objetivada por técnicas de estereografía-3D por Kingle y Schumpelick, donde se observa una

mayor elasticidad en la mujer que en el hombre y mayor elasticidad en el plano vertical (30%), que en el plano horizontal(15-20%).

La fuerza tensil de algunos biomateriales no muestra una apropiada elasticidad, incluso en su forma textil. Esto supone que su incorporación tisular conducirá a ulteriores aumentos del dolor postoperatorio al disminuir la elasticidad de la pared abdominal.

Actualmente no se ha encontrado un tipo de "material ideal" que combine una buena fuerza tensil con una adecuada elasticidad, que permitiría disminuir las molestias postoperatorias, evitar las adherencias y que deje poco material extraño en el organismo,

La investigación actual esta centrada en evitar la formación de adherencias y disminuir el peso del material protésico. En los últimos años ha surgido una importante actividad investigadora en la elaboración de la "prótesis ideal", pero la importante oferta hace difícil adivinar cual va a ser esta prótesis y si cumplirá todas los requisitos exigidos en su bioactividad.

Las mallas de PTFE-e se caracterizan por un muy pequeño tamaño del poro (1-6 um), con poca reacción a cuerpo extraño. Debido a su pequeño poro, son más susceptibles a la infección y, por tanto, más susceptibles a tener que retirarse si esta ocurre. La formación de un neoperitoneo a los 14 días es fundamental para evitar adherencias. Las mallas de Gore-tex® Dualmesh® incorporan numerosos vasos sanguíneos a lo largo de la interfase en la región subcutánea, siendo evidente la migración celular dentro de los intersticios del material protésico y la formación de un neoperitoneo que disminuye la formación de adherencia

Para combinar la fuerza tensil alta del PTFE-e y contrarrestar su baja elasticidad, se han unido PTFE-e + PP. Para favorecer la creación de un neoperitoneo que evite adherencias se combinan de forma ingeniosa materiales irreabsorbibles (PP) recubiertos con PDS y celulosa oxigenada regenerada (COR) que se transforma en un gel y se reabsorbe en 14 días. Al reabsorberse el PDS la malla de PP está integrada y el neoperitoneo se sostiene sobre una cama de fibroblastos que ha favorecido la utilización de la COR.



Para disminuir la densidad se combinan con éxito monofilamentos de PP con material reabsorbible (poliglicaprona), lo que disminuye la cantidad de material implantado a largo plazo. Esto proporciona a la prótesis una alta flexibilidad y biocompatibilidad, con lo que se favorece la integración tisular de la misma, se aumenta el tamaño del poro a 3-4 mm. y se disminuye la densidad a 28 g/m²

Recientemente se ha incorporado un nuevo material de titanio que se combina con material sintético monofilamento. Este material provee a la prótesis una muy baja densidad (16 g/m²). Se comporta como un material muy hidrofílico, antiestático (titanio) y altamente flexible por su capa de titanio de 30 nm.

En el apartado de nuevos materiales reabsorbibles se encuentra un copolímero del ácido polyglicólico: trimethylene carbonato (PGA:TMC) que es un material sintético absorbible y, por tanto, no tiene el riesgo asociado de infecciones o reacciones alérgicas atribuidas a los materiales absorbibles de origen animal. Ha sido empleado como un producto de regeneración de membrana en procedimientos de periodontología, para reforzar líneas de sutura mecánica sobre todo en neumonecromiis parciales y como sutura absorbible en diferentes procesos quirúrgicos. Una vez introducido se disuelve lentamente por hidrólisis y actividad enzimática. En las primeras 4-6 semanas el material se infiltra de vasos sanguíneos que proveen nutrición a las células adyacentes y por colágeno que va rellenando el defecto. A los 92 días el material es completamente incorporado con colágeno, no crea adherencias ni erosiones y sólo se observa una leve reacción inflamatoria

Otro nuevos biomateriales presentados recientemente presentan otras propiedades además de bioactivos: Con capacidad de liberar sustancias; impregnados con sustancias (colágeno) favorecedoras de la integración tisular; impregnados con sustancias quimiotácticas (Beta-glucano); con capacidad de inducir la diferenciación de macrófagos y estimular el sistema inmunitario. (Glucamesh), favorecedores de la formación de una matriz que facilita la proliferación de fibroblastos para la integración de la prótesis. (Surgisis^R, permancol) (Derivados de submucosa de cerdo)

Hay que citar las llamadas “mallas híbridas”: PP en una de sus superficies con una barrera bioreabsorbible compuesta de dos polisacáridos aniónicos modificados químicamente: Hialuronato sódico (HA) y carboxymethylcellulosa (CMC) en la otra superficie de la malla, formando una *barrera bioreabsorbible* de la malla que la separa de los tejidos y órganos adyacentes para minimizar las adherencias tisulares a la malla. La HA/CMC se convierte en un gel hidratado que es lentamente reabsorbido en 1 semana. Los componentes del HA/CMC se excretan en menos de 30 días. Los problemas derivados de esta malla han sido las reacciones adversas con casos documentados de respuesta inflamatoria grave, que no es reesterilizable y que la membrana bioreabsorbible se separa fácilmente de la malla.

Actualmente las recomendaciones para el uso de un material protésico son las siguientes:

1. Utilizar tanto material protésico como sea necesario.
2. Intentar que el material utilizado sea de bajo peso, con adecuada resistencia mecánica (mayor de 16 N/cm).

Biomateriales con tamaño de poro grande ,para favorecer la integración tisular.

En el futuro la base de la biocirugía se desarrollará gracias a la ingeniería tisular, con la creación de “matrices extracelulares” para fomentar el crecimiento celular (por ejemplo, la cola de fibrina), a través de la estimulación de la formación de fibroblastos que favorezcan la integración de la malla. Estas matrices extracelulares podrán impregnarse de antibióticos, moduladores de la inflamación o factores inductores de la angiogénesis que favorecerán aún más intensamente el crecimiento y la proliferación celular. Esta matriz extracelular también puede servir de vehiculo de células pluripotenciales, que las permita sobrevivir hasta su total integración en el huésped.

Las ultimas investigaciones sobre la pared abdominal están incluidas en la denominada **Ingenieruia Genetica Tisular, la Nanotecnologia** y por la cual el biomaterial es introducido, selectivamente dentro de la célula autóloga. Son los materiales nanoestructurados.



La reacción tisular se realizara exclusivamente con la célula autóloga donde se ha incorporado el material nanoestructurado, que no sufrirá alteraciones. La consecuencia final será la no existencia de reacción inflamatoria general y por lo tanto la biocompatibilidad quedara plenamente garantizada sin que existan los fenómenos adversos actuales.

Con el desarrollo de las nuevas tecnologías que están revolucionando el mundo de los biomateriales, estamos cada vez mas cerca de evitar las complicaciones como el dolor postoperatorio crónico, los problemas de estabilidad de la pared abdominal, las adherencias al intestino y las reoperaciones provocadas por estas ultimas. Estamos, tal vez próximos a la cirugía ideal y sin morbimortalidad.

BIBLIOGRAFIA

- Courtney CA, Duffy K, Serpell MG, O'Dwyer PJ. Outcome of patients with severe chronic pain following repair of groin hernia. *Br J Surg.* 2002;89:1310-4.
- Poobalan AS, Bruce J, Smith WC, King PM, Krukowski ZH, Chambers WA. A review of chronic pain after inguinal herniorrhaphy. *Clin J Pain.* 2003;19:48-54.
- Kumar S, Wilson RG, Nixon SJ, Macintyre IMC. Chronic pain after laparoscopic and open mesh repair of groin hernia. *Br J Surg.* 2002;89:1476-9.
- K.Kunge., U. Klinge., A. Prescher., P. Giboni., M. Niewiera., V. Schumpelick. Elasticity of the anterior abdominal wall and impact for reparation of incisional hernias using mesh implants. *Hernia* 5:113-118,2001
- G. Welty., U. Klinge., B. Klosterhanlfen., R. Kasperk., V. Schumpelick. *Hernia* 5: 142-147,2001
- J. Konze, R. Rosch, U. Klinge, C. Weiss, M. Anurov, S. Titkova, A. Oettinger, V. Schumpelick. Polypropilene in the intra-abdominal position: influence of pore size and surface area. *Hernia* 8 : 365-372,2004-06-24
- A.J. Duffy, N.J. Hogle, K.M. LaPerle, D.L. Fowler. Comparison of two composite meshes using two fixation devices in a porcine laparoscopic ventral hernia model. *Hernia* 8 : 358-364, 2004-06-24
- P.K. Amid. Causes, prevention and surgical treatment of postherniorrhaphy neuropathic inguinodynia : Triple neurectomy with proximal end implantation. *Hernia* 8 : 343-349, 2004-06-24
- B. Klosterhalfen, U. Klinge, R. Rosch, K. Kunge. Long-term inertness of meshes. Biomaterial-related foreign body reaction. En "Meshes : Benefits and Risks". V. Schumpelick, Lloyd M. Nyhus. Ed. Springer,2004.
- J. Laredo, H.P. Greisler, E. Hines Jr. The world of mesh. Future perspective: Tissue engineering?. En "Meshes : Benefits and Risks". V. Schumpelick, Lloyd M. Nyhus. Ed. Springer,2004.
- K. Kunge, U. Klinge, R. Rosch, M. Stumpf, B. Klosterhalfen, V. Schumpelick. PVDF: A new alternative ?. En "Meshes : Benefits and Risks". V. Schumpelick, Lloyd M. Nyhus. Ed. Springer,2004.
- U. Klinge, A. Prescher, V. Schumpelick. Anatomy and physiology of the abdominal wall. En: "Laparoscopic ventral hernia repair". S. Morales Conde. Ed. Springer, 2002.
- J.M. Bellón Caneiro, J. Buján Varela, L. Contreras Alarcón, A. Hernando. Integration of biomaterials implanted into abdominal wall: process of scar formation and macrophage response. *Biomaterials*, 16:381-387, 1995.
- J.M. Bellón Caneiro, L. Contreras Alarcón, J. Buján Varela, A. Carrera-San Martín. Aspectos experimentales del proceso de integración de biomateriales implantados en pared abdominal. En : *Cirugía de la pared abdominal*. J.L. Porrero. Ed. Masson, S.A. Cap. 21: 143-155, 1997.
- J.M. Bellón Caneiro, L. Contreras Alarcón, J. Buján Varela, D. Palomares, A. Carrera-San Martín. Tissue response to polypropylene meshes used in the repair of abdominal wall defects. *Biomaterials*, 19:669-675, 1998.
- Bendavid R. *Abdominal wall hernias. Principles and management*. New York, Springer-Verlag, 2001.

