

## Capítulo 8

### Las prótesis

Paolo Negro

Delia Proposito

Manlio Carboni

Linda D'amore

Francesco Gossetti

Toda la historia moderna de la cirugía está fuertemente influenciada por la evolución de la tecnología. Eso es particularmente indudable para el tratamiento quirúrgico de la hernia inguinal, que ha sido completamente revolucionado por la introducción y por la utilización cada vez más difundida de las prótesis. Gracias a estas, el defecto herniario no se corrige más con técnicas anatómicas, como la de Bassini, que contemplan suturas con tensión, sino que se soluciona con una verdadera «sustitución» de la pared.

De aquí la exigencia de mejorar los conocimientos en el campo de los biomateriales, que componen las prótesis más comunemente usadas en la cirugía de la hernia.

La «*Biomaterial Consensus Conference*», en 1983, ha llegado a un acuerdo en la definición de biomaterial como la sustancia o combinación de sustancias, a excepción de los fármacos de origen natural o sintético, utilizable sola o bien en combinación y durante un lapso de tiempo variable que puede tratar, aumentar o sustituir una función del cuerpo. Se pueden, por lo tanto, definir como *biomateriales* todas las materias primas localizables en el mercado como metales y aleaciones, cerámicas, derivados del carbono, polímeros y tejidos biológicos, que se

han utilizado y todavía se utilizan en los tratamientos quirúrgicos (Tab. I). Solo algunos de estos constituyen los componentes de las prótesis usadas hoy en la cirugía de la hernia inguinal.

Materiales protésicos para la reparación de los defectos de la pared abdominal. (*)Hernioplastia		
<b>Materiales Biológicos</b>	Piel	auto / alo / xenoinjertos
	Aponeurosis	auto / alo / xenoinjertos
	Músculo	m. grácil pedunculado vaina m. recto pedunculado
<b>Materiales Sintéticos</b>	Metales y Aleaciones	acero titanio y aleaciones aleaciones de cobalto carbono
	Polímeros	polietileno polipropileno* politetrafluoretileno* ácido polivinílico poliacetato poliamida polietileno tereftalato* ácido poliglicólico* ácido poliláctico poliglactina*

Tabla I

## Referencias Históricas

La primera utilización de los «materiales protésicos» en la cirugía de la hernia inguinal podría remontarse al 25 a.d.C.-50 d.d.C. con el uso de tiras de gasa de celulosa, antes sumergidas en vinagre y después colocadas profundamente en la incisión de la hernia, para estimular la formación de un tejido cicatricial que constituya un sistema de contención para la hernia.

En los siglos siguientes en cambio, se asiste a tentativa de reparación directa del defecto herniario que culmina, al final de 1800, con el tratamiento «racional» anatómico de Bassini. La investigación de un material «ideal» capaz, como teorizó Billroth, de reemplazar las estructuras tendinosas y aponeuróticas, comienza en los primeros años de 1900 en Alemania. Las primeras tentativas preveían la utilización de prótesis metálicas de filigrana de plata que, con numerosas variaciones estructurales y técnicas, se han utilizado hasta alrededor del 1950 y se han abandonado por las complicaciones tardías, debidas a la rigidez y a la fragmentación de la misma prótesis. Los estudios de Burke y de Koontz en los años 40 introducen la utilización de una nueva prótesis metálica, la malla de tantalio, un metal dúctil y maleable que se puede trefilar y luego tejer. En el mismo periodo, partiendo de la reelaboración de una idea de Goepel de 1928, Haas y Ritter describen una malla altamente flexible de anillas de acero inoxidable. Las prótesis de tantalio y de acero inoxidable se han usado profusamente en la cirugía de la hernia inguinal; sin embargo, progresivamente se han abandonado por la elevada frecuencia de fragmentación y por la excesiva reacción fibroblástica inducida.

Un sector importante de investigación concierne a la utilización de tejidos biológicos, como autoinjertos de aponeurosis del músculo oblicuo externo, de aponeurosis fe-

moral, de dermis. A las indudables ventajas de estos materiales, en términos de biocompatibilidad, se oponen numerosos aspectos negativos, entre los cuales destacan la larga duración de la intervención quirúrgica, el mayor malestar postoperatorio, la elevada incidencia de complicaciones quirúrgicas y, en particular, para los injertos dérmicos, el alto riesgo de carcinoma epidermoide, que han reducido considerablemente la utilización y la difusión de estas técnicas.

Desde 1950, se asiste al desarrollo progresivo de la investigación y de la experimentación relativa de los polímeros orgánicos sintéticos derivados de la industria petroquímica. Entre los numerosos materiales a disposición en el mercado (nailon, dacrón, orlón, teflón, etc.), se han impuesto en particular el polipropileno y el e-PTFE. El primero, sintetizado por Natta, premio Nobel italiano, e introducido en el mercado en 1958 por Usher con la denominación de *Polipropileno*<sup>®</sup> 50, todavía representa uno de los materiales protésicos más usados para la reparación de la hernia y del laparocèle. También para el e-PTFE, derivado del teflón a través de un procedimiento desarrollado en 1963 en Japón y ulteriormente perfeccionado por Gore en 1975 en los Estados Unidos, existen múltiples indicaciones específicamente vinculadas a sus características físicas y estructurales.

Un interesante campo de aplicación futuro se abre por las posibilidades de empleo de prótesis compuestas de fibras de carbono, biomaterial disponible desde 1980, pero limitado a la utilización solo experimental por una supuesta potencialidad carcinogénica.

El uso cada vez más aceptado de los biomateriales en cirugía ha estimulado una investigación científica multidisciplinar, que desarrolla la máxima integración entre disciplinas y competencias diversas, como la medicina, la cirugía, la biología molecular, la química, la física y la bioingeniería. El rápido desarrollo tecnológico y terapéutico de

la utilización de las prótesis en la cirugía de la hernia inguinal, ha sido paralelo al adelanto de los conocimientos relativos a las posibles interacciones recíprocas entre biomaterial y huésped. Es notorio que, de hecho, cualquier cuerpo extraño puesto en un ambiente biológico provoca una serie compleja de reacciones de intensidad variable hasta el rechazo, que condiciona la posterior permanencia. La capacidad de producir reacciones «mínimas» por parte del huésped podrá, por lo tanto, establecer correctamente el material protésico «ideal».

La biocompatibilidad examina la capacidad de que un material interactúe adecuadamente con el huésped. Los factores en condición de influirla pueden derivar, por lo tanto, de características inherentes al biomaterial o al huésped. Por lo que respecta a las primeras, es necesario evaluar principalmente la toxicidad local y sistémica, la antigenicidad y la carcinogenicidad. La acción del organismo contra el biomaterial, en cambio, se mide por medio de la degradación física y química, de la resistencia a las infecciones y de los fenómenos de superficie del biomaterial. La biocompatibilidad puede evaluarse con métodos de estudio *in vitro* y/o *in vivo*.

Los últimos desarrollados en animales de laboratorio presentan la mayor contribución a los conocimientos de las prótesis, mediante observaciones histológicas con microscopía óptica y electrónica y la ejecución de pruebas mecánicas y de análisis de superficie. Las pruebas mecánicas miden las características físicas del biomaterial a examen como la resistencia a la tensión, el coeficiente de tensión, la carga de rotura y la carga de compresión, tanto en condiciones basales como después de la corrosión, deterioro o implantación. El análisis de superficie comprende una serie de pruebas altamente específicas, que van de la espectroscopia de superficie al estudio del potencial eléctrico

de superficie que permiten el análisis de calidad del material.

La respuesta biológica de los tejidos a la implantación de una prótesis sigue las etapas del proceso inflamatorio y se subdivide en fases diferentes. En las primeras 24-48 horas después de la intervención, se asiste a una reacción inflamatoria aguda debida principalmente al acto quirúrgico que, en presencia de una prótesis, en vez de apagarse gradualmente durante los días siguientes tiende a persistir rodeando la sede de la implantación. La necrosis de las células que circundan la prótesis y la degranulación de las mastocélulas llevan a un estadio posterior caracterizado por una subida de la permeabilidad basal. Durante esta fase de vasodilatación, se asiste a la progresiva formación de una red de capilares neoformados y, consecuencia de la liberación de factores quimiotácticos, a la llegada de leucocitos polimorfonucleados. Tal población, que contribuye al deterioro del material extraño presente a través de la secreción de lisozima y otros enzimas hidrolíticos, desaparece en general dentro de 4-6 días, pero, en presencia de una infección o de una prótesis, tiende a permanecer y la inflamación evoluciona hacia una fase crónica.

En el periodo inmediatamente posterior llegan los macrófagos, cuyo número está en relación con la reactividad del organismo estimulada por el biomaterial implantado. También los linfocitos están presentes en cantidad modesta y durante un lapso de tiempo limitado. Su persistencia puede ser índice de la activación de una respuesta inmunitaria.

La observación de células gigantes que derivan de la fusión de macrófagos y monocitos, es señal de la evolución del proceso inflamatorio de forma crónica granulomatosa. En presencia de materiales biodegradables, las células gigantes se consumen al mismo tiempo que el material. Si este es, al contrario, poco biodegradable, el fenómeno

tiende a cronificarse y se une a la creación de una nueva red vascular con la activación de los fibroblastos y deposición de colágeno (tejido de granulación). El comportamiento de los tejidos en el área que circunda el implante de un biomaterial depende de factores propios de la prótesis, como la inercia química, las dimensiones, la geometría y las características de la superficie. Se ha observado, por ejemplo, que en el área de los puntos en los ángulos de la malla se manifiesta una reacción fibroblástica más intensa que no alrededor de otros segmentos. Se deduce de ello que cuanto más redondeadas son las orillas de una prótesis, más homogénea es la fibrosis consecuente a la implantación. También la sede anatómica en que se coloca la prótesis puede condicionar la reacción del huésped. Un estudio experimental, por ejemplo, desarrollado en ratas ha probado que la respuesta fibroblástica a una prótesis puesta en el espacio preperitoneal, se ha reducido con respecto de la reacción después de la colocación en el plano preaponeurótico. Tales argumentaciones no se corresponden con la experiencia clínica, como demuestran los buenos resultados conseguidos en las intervenciones quirúrgicas que adoptan la implantación de la prótesis por debajo de la aponeurosis (Stoppa, Wantz, hernioplastia laparoscópica) y las conclusiones sacadas de un estudio randomizado. La intensidad de la

reacción fibroblástica está en relación con la porosidad del material protésico: las mallas de material poroso estimulan una reacción más pronunciada con respecto a aquellas no porosas. En particular, se ha observado que, para conseguir una rápida proliferación del tejido conectivo vascularizado, los poros tienen que presentar un diámetro comprendido entre 50-200 micras.

La porosidad de una prótesis no condiciona solo la penetración del material protésico, sino también la incidencia de la infección quirúrgica. Esta es causa de la penetración de las bacterias por los poros y por los intersticios de las fibras que componen la malla, y de su anidación. Cuando los poros son inferiores a 10 micras, los granulocitos y los macrófagos que superan tal dimensión no pueden neutralizar y destruir las bacterias. Los poros más anchos previenen, por lo tanto, el crecimiento de las bacterias y, al mismo tiempo, permiten una rápida fibroplasia y angiogénesis con ulterior incremento del sistema de defensa en la infección. En 1997, Amid, según el diámetro de los poros y de los intersticios, calculados en las tres dimensiones, propuso una clasificación de las prótesis en 4 tipos, de los cuales los tres primeros se utilizan en cirugía herniaria (Tab. II). Se puede evitar la infección usando prótesis de tipo III y, sobre todo, de tipo I, que favorecen también la mejor incorporación hística. También las modificaciones estructurales que una prótesis sufre con el tiempo, constituyen importantes parámetros de estudio, por otra parte todavía no bien examinados. Se ha verificado, por ejemplo, que el polipropileno sufre con los años una coartación que, según su complejidad, puede alcanzar el 75%.

La investigación en el campo de la ingeniería química y textil ha puesto al alcance de la mano numerosos materiales y diferentes prótesis con características profundamente diversas, tanto por lo que respecta a los pa-

Tabla II

Clasificación de las prótesis sintéticas (Según Amid)		
<b>Tipo I</b>	Prótesis totalmente macroporosas (poros > 75 micras).	Mallas de polipropileno monofilamento
<b>Tipo II</b>	Prótesis totalmente macroporosas (poros < 10 micras) por lo menos en 1 de las 3 dimensiones.	Mallas de e-PTFE
<b>Tipo III</b>	Prótesis macroporosas con componentes multifilamento o microporosas	Mallas de poliéster Mallas de polipropileno monofilamento Mallas de e-PTFE perforado
<b>Tipo IV</b>	Prótesis con poros submicras	

rametros físicos y mecánicos como a los resultados de los estudios histológicos. En cuanto a las características intrínsecas de las prótesis, hay muchas variedades de mallas que se diferencian por su estructura, componentes químicos, morfología y resistencia mecánica. En el comercio hay prótesis de materiales químicos diferentes y cada una muestra una diversa elaboración de malla, trenzada o no, en mono o plurifilamento, con diferente orientación de las fibras, con diversa porosidad, diferente espesor, con superficie lisa o arrugada, con orillas redondeadas o no, etc. La gran variabilidad deriva de la aspiración de obtener una prótesis «ideal» constituida, ante todo, de un biomaterial «ideal», así como señaló Cumberland y Scales (Tab. III) y posteriormente de Hamer-Hodges y Scott.

**Características del biomaterial «ideal»  
(Según Cumberland y Scales)**

- No tiene que modificarse con los fluidos hísticos.
- Tiene que ser químicamente inerte.
- No tiene que provocar reacciones inflamatorias o por cuerpo extraño.
- No tiene que ser carcinogénico.
- No tiene que provocar alergias o hipersensibilidad.
- Tiene que resistir a las deformaciones mecánicas.
- Tiene que fabricarse en la forma requerida.
- Tiene que ser esterilizable.

Tabla III

Para la cirugía herniaria hay también que introducir el concepto de *prótesis idonea*, es decir, una prótesis que, superados los requisitos requeridos a un biomaterial, sea adecuada para la técnica quirúrgica escogida. Eso es particularmente significativo no solo en la cirugía de las hernias incisiona-

les (laparocèles), sino que también se adapta a la cirugía de la hernia inguinal, para la cual algunas propiedades físicas, como, el espesor o la flexibilidad, pueden constituir, a su vez, una ventaja o un inconveniente para la ejecución de una establecida técnica quirúrgica. A tal propósito, Bendavid introduce ulteriores requisitos para la prótesis «ideal», como la flexibilidad, la manejabilidad, la resistencia a las infecciones y, si infecta, la posibilidad de un tratamiento local, así como, el bajo precio.

El mercado de las prótesis, en la actualidad está en continua expansión. Por parte de la industria, se señala, de hecho, el continuo perfeccionamiento de las propiedades de las prótesis (Tab. IV). Al cirujano se le plantea no solo un problema de elección para optimizar los resultados de la hernioplastia (menor incidencia de recidiva, mejor confort para el paciente), sino también el del conocimiento de los numerosos productos disponibles (Tab. V). El estudio de las características de las prótesis llega a ser así la premisa para un correcto empleo. La estructura química del biomaterial, el tipo de textura y las características del hilado condicionan, en realidad, las propiedades mecánicas y la biocompatibilidad de la prótesis.

**Propiedades de las prótesis sintéticas**

- Elasticidad multidireccional.
- Flexibilidad.
- Memoria.
- Adaptabilidad.
- Porosidad (amplitud de los poros).
- Visibilidad de las estructuras subyacentes.
- Características de las orillas no cortadas.
- Aspereza de la superficie.
- Respuesta al corte (deshilachamiento, desgarró, deformación).
- Respuesta a la sutura (penetración de la aguja, retención a la sutura).

Tabla IV

**Prótesis sintéticas**

<b>Prótesis no reabsorbibles</b>	Poliéster
	Polipropileno
	Politetrafluoretileno expandido (e-PTFE)
<b>Prótesis reabsorbibles</b>	Ácido poliglicólico
	Polig lactina 910
<b>Prótesis compuestas</b>	

Tabla V

## **Prótesis no reabsorbibles. Poliéster (Dacrón)**

El dacrón es un biomaterial enteramente constituido por poliéster, derivado del glicocoleno y del ácido tereftálico. Se utilizó por primera vez en Estados Unidos en 1954 como prótesis en cirugía vascular y posteriormente la introdujo en 1967 en Europa (Francia) Rives para la cirugía de reparación de los defectos de la pared abdominal.

Las prótesis de dacrón para la cirugía de la hernia se comercializan con denominaciones diferentes (Mersilene®, Ethicon; Ercylene®, Ercelab; Ligalene®, Braun; Lars® Mesh, Meadox). En general, todas se componen de finísimos filamentos de fibras de poliéster trenzadas con un procedimiento mecánico de alta precisión y cuyos nudos se termosueldan para evitar deshilachamientos en el corte. La malla que resulta aparece fina, ligera, blanda, flexible, levemente elástica y dotada de elevada resistencia a la tensión. La falta de memoria plástica la hace adaptable a las diferentes situaciones anatómicas e idónea, por lo tanto, a intervenciones como las hernioplastias de Rives, Stoppa y Wantz. La acentuada aspereza de la superficie simplifica el anclaje a los tejidos. La estructura macroporosa estimula una vivaz reacción fibroblástica y una rápida formación de una cápsula periprotésica. El dacrón es un biomaterial no reabsorbible que ofrece una tolerancia biológica excelente y una moderada respuesta inflamatoria, pero, en contacto con las vísceras, la intensa reacción fibroblástica puede dar lugar a extensas y tenaces adherencias que pueden complicarse con oclusiones y/o fístulas intestinales, características de menor relevancia para la cirugía de la hernia inguinal, pero de gran importancia para la cirugía del laparocèle.

La resistencia a las infecciones resulta, por lo menos, desde el punto de vista teórico, inferior a la de las prótesis monofilamento,

puesto que los intersticios de las fibras de poliéster permiten la anidación de las bacterias; para sus pequeñas dimensiones, no consienten la entrada de los macrófagos (prótesis de tipo III, según Amid). En caso de infecciones, sin embargo, no es necesario generalmente remover la prótesis, si se establece oportunamente un tratamiento adecuado.

De polietileno tereftalato se constituye una prótesis de poliéster trenzado multifilamento (Parietex®, Sofradim), abastecida en textura bi o tridimensional, impregnada o menos de colágeno bovino purificado, que simplifica la incorporación tisular, y con diferente grado de memoria, según el uso para que se propone (p. ej. hernioplastia laparoscópica).

El proceso de fluoropasivación del poliéster ha llevado, en cambio, a la creación de una nueva prótesis (Fluoromesh®, Sulzer Vascutek) que combina las propiedades biomecánicas del tejido poliéster con la inercia y la biocompatibilidad del tetrafluoretileno. La prótesis demuestra una buena resistencia a la infección, provoca una reacción inflamatoria aguda moderada seguida de una leve reacción crónica con angiogénesis y fibroplasia. La malla se comercializa también impregnada de gelatina que facilita el enlace con los antibióticos.

## **Polipropileno**

En 1958, Usher introdujo la primera prótesis de polipropileno, un polímero sintético derivado del polietileno que, con respecto a los otros materiales en uso en aquel tiempo (mallas metálicas, materiales sintéticos como nailon, orlón, teflón), presentaba indudables ventajas, como la elevada resistencia a la tensión, la tolerancia a las infecciones y a muchas sustancias químicas, la posibilidad de esterilizarse, la facilidad de empleo y el confort para el paciente. Desde entonces el po-

lipropileno ha llegado a ser el material más utilizado para la reparación de los defectos de la pared abdominal, y en particular, para el tratamiento de la hernia inguinal.

El polipropileno monofilamento (el plurifilamento no se utiliza más) está a disposición en el mercado bajo denominaciones comerciales diversas que se diferencian principalmente por el tipo de trenzado y las dimensiones de los poros. El tejido se realiza con una malla mediante un procedimiento mecánico de alta precisión. El tipo de trenzado confiere a la malla sus características mecánicas: peso, rigidez, memoria plástica, flexibilidad, elasticidad bidimensional, aspereza de la superficie (efecto Velcro®), diámetro de los poros. Todas las prótesis de polipropileno comparten, además, algunas características, como la elevada resistencia a la tensión, el estímulo a una rápida reacción fibroblástica intra y peri-protésica, la inercia por las infecciones (prótesis de tipo I, según Amid). La formación de tejido cicatricial denso, inducida por la reacción fibroblástica, desaconseja, sin embargo, la utilización, de las mallas de poliéster en contacto con las estructuras intraperitoneales, por el elevado riesgo de formación de adherencias con posible evolución a erosiones y fístulas intestinales.

El uso creciente del polipropileno en la cirugía de la hernia inguinal ha generado, durante los últimos años, la proliferación, por parte de la industria, de productos más numerosos y diferenciados (Tab. VI). A las prótesis simples de diferentes dimensiones, de las cuales se puede conseguir la forma deseada (*handmade mesh/plug*), se han aunado dispositivos preperfilados (*preshaped mesh/plug*) de utilización más sencilla y rápida, que corresponden además a las normativas de esterilidad y de fabricación según la normativa de la CEE 93/42 (14-06-93). Algunas de estas se equipan como «*kit*» para una hernioplastia *plug and patch* (Perfix®, Bard; Hernia Mate

Plug System, USSC; Premilene® Mesh-Plug, Braun-Dexon; Self-forming Plug, Atrium Origin®), otras se identifican con nuevas técnicas quirúrgicas (PHS®, Ethicon; PAD®, Ethicon).

También la hernioplastia laparoscópica da preferencia a las prótesis de polipropileno, utilizando su memoria plástica, que facilita la manipulación vídeoasistida. Con esta finalidad, la industria ha ideado algunos productos específicos, como los introductores (Endoroll®, Ethicon) y las mallas preperfiladas, anatómicas, que se adaptan más fácilmente a la pared abdominal (Mesh 3P, Bard; Parietene®, Sofradim) o que admiten una mayor visibilidad de las estructuras subyacentes (Visilex, Bard).

### **Politetrafluoretileno Expandido (e-PTFE)**

El politetrafluoretileno expandido (e-PTFE) es un polímero sintético derivado del teflón a través de un procedimiento descubierto en 1963 en Japón, y ulteriormente redefinido durante los años 70 por Gore en los Estados Unidos. El e-PTFE se ha utilizado inicialmente para la producción de prótesis vasculares. Desde 1983, se emplea como Gore-Tex® *Soft Tissue Patch* (STP) para la reparación de los defectos de la pared abdominal.

El PTFE expandido es uno de los biomateriales más inertes y biocompatibles entre los actualmente disponibles. No se absorbe, no provoca alergias, provoca una respuesta inflamatoria mínima, no se altera con la acción de los enzimas hísticos y no está sujeto a modificaciones por la presencia de infecciones.

Químicamente el Gore-Tex® STP está constituido por una estructura de sustentación de átomos de carbono, combinados de manera estable con grupos fluoruro. La fuerza de estos enlaces hace a el material extremadamente inerte respecto a los tejidos y,

Prótesis de polipropileno							
	1993	1994	1995	1996	1997	1998	1999
<b>Bard® Davol</b>	Polipropileno Mesh Preshaped Patch Mesh Dart Perfix Plug						Spermatex®
<b>Ethicon</b>	Prolene Mesh			Preshaped Patch	PHS		PAD
<b>Autosuture, USSC</b>	Surgipro Mesh multifilamento				Surgipro Mesh monofilamento	HerniaMate® Plug System	
<b>Meadox®</b>		Trelex Mesh Preshaped Patch					
<b>Atrium/Origin®</b>			Mesh		Self-forming Plug/preshaped Patch		
<b>Surgical Sense</b>					Kugel Hernia Mesh		
<b>Kendall, Davis &amp; Geck</b>					Surgilene Mesh		
<b>Herniamesh®</b>				Hermesh Hertra Plug T1-T3		Plug T4-T5	
<b>HCT</b>				Trelex® Mesh (Preshaped) Altex® Plug			
<b>Angiologica</b>							RepolAngimesh Repol Plug
<b>Aspide</b>						SurgiMesh® Preshaped Patch	
<b>Braun Dexon®</b>							Premilene Mesh-Plug
<b>ErgonSutramed (Ciba-Geigy)</b>						Ergomesh	
<b>Sofradim</b>							Parietene Preshaped Patch

Tabla VI

por lo tanto, biocompatible. A primera vista, el Gore-Tex® STP muestra una superficie pareja y uniforme. Su estructura, en realidad, es microporosa, de tipo trabecular, formada por micronudos de e-PTFE unidos entre ellos tridimensionalmente por microfibrillas de largo no inferior a 17 micras. Los microporos

tienen un diámetro de 20 micras. La estructura microporosa multidireccional permite la penetración de fibroblastos y la formación de colágeno en el interior de la malla. La incorporación del Gore-Tex® STP por parte de los tejidos aparece, sin embargo, bastante lenta (3-4 semanas). Para eludir este incon-

veniente, considerado responsable de la formación de eventuales seromas, se ha desarrollado otra prótesis llamada Gore-Tex® Mycromesh. Esta última mantiene la estructura microporosa de nudos y fibrillas, pero presenta, por añadidura, macroporos del diámetro de 0,8 micras, equidistantes entre ellos, que garantizan un rápido anclaje y una más pronta incorporación de los tejidos. Después de los 7 días de la implantación, Mycromesh aparece firmemente fijada a los tejidos con mínima reacción de cuerpo extraño y amplia vascularización.

Con relación a las pruebas mecánicas, tanto Gore-Tex® STP como Mycromesh resultan extremadamente resistentes a la tracción y con una elevada retención a la sutura, similar a la del polipropileno monofilamento. Se pueden recortar y perfilar las dos prótesis según las exigencias y se pueden reesterilizar al vapor o al óxido de etileno.

Si se colocan en contacto con las vísceras, además, después de 2-4 semanas de la implantación, se revisten de una capa de células mesoteliales, con el resultado de adherencias blandas y fácilmente disecables.

Otra característica de Gore-Tex® STP y de Mycromesh es la elevada inercia biológica. Para que se pueda considerar biológicamente inerte, un biomaterial tiene que permitir el normal desarrollo de los procedimientos de reparación tisular. La complejidad microporosa del e-PTFE facilita, de hecho, la migración de los fibroblastos en el interior de la estructura trabecular y la formación de un tejido fibroso bien organizado, que se coloca horizontalmente a lo largo de la superficie de la prótesis y se ahonda perpendicularmente por los microporos, con una escasa reacción de cuerpo extraño.

En comercio hay también otra prótesis de e-PTFE, la Gore-Tex® Dual Mesh Bio-material, estudiada para la reconstrucción de los tejidos blandos (laparocelos y hernias voluminosas) y para el tratamiento laparoscópi-

co de la hernia por vía intraperitoneal. Su característica es que presenta dos superficies con aspecto diferente: por un lado, una estructura ondulada, microporosa similar al STP, que garantiza el anclaje a los tejidos; por el otro, una superficie lisa, con poros de dimensiones inferiores a 3 micras, para que se minimize el arraigo tisular. Los elementos técnicos de Gore-Tex® Dual Mesh Biomaterial, por lo demás, se superponen completamente a los de las otras prótesis de e-PTFE.

El comportamiento del e-PTFE frente a la contaminación bacteriana y a la infección es argumento de controversia (Gore-Tex® Dual Mesh: prótesis de tipo II según Amid; Gore-Tex® Mycromesh: prótesis de tipo III según Amid). A la afirmación de que, por su característica hidrofobicidad, el e-PTFE ralentizaría la penetración bacteriana, se contraponen motivaciones teóricas y resultados clínicos, que confirmarían la escasa posibilidad de penetración de los granulocitos neutrófilos con consecuente infección y su cronicidad.

También está a disposición una prótesis de e-PTFE, en la cual se han agregado dos agentes antimicrobicos (diacetato de clorexhidrina y carbonato de plata) para inhibir la colonización bacteriana de la prótesis hasta 10 días después la implantación (Gore-Tex® Dual Mesh Plus).

## **Prótesis reabsorbibles**

El principio de la utilización de las prótesis reabsorbibles para la cirugía de la hernia se fundamenta en una doble presuposición: un refuerzo provisional ofrecido de la prótesis y, simultáneamente, un estímulo para la activación de los fibroblastos con sucesiva deposición de tejido conectivo, al que se encomienda la tarea de reforzar la cicatrización.

Las prótesis se constituyen de un polímero de los ésteres del ácido poliglicólico

(Dexon<sup>®</sup>, Davis & Geck), o de un copolímero, derivado de la síntesis de este último con el ácido láctico (poliglactina 910) (Vycril<sup>®</sup>, Ethicon).

Las dos se presentan tejidas con una textura trenzada multifilamento. La malla de Dexon<sup>®</sup> es un tejido de textura ancha, con un particular entretejido de la malla, definida «a tricot», que realiza una prótesis blanda, flexible, extensible, modelable y biodegradable, que se reabsorbe gradualmente por hidrólisis dentro de los 90 días, con una progresiva reducción de la masa y de la resistencia a la tensión. La prótesis de Vycril<sup>®</sup>, en cambio, es un tejido de textura profusamente trenzada, flexible pero no elástico, que comparte con el Dexon<sup>®</sup> su propiedades físicas y de biodegradabilidad.

Sin embargo, los estudios histológicos han probado una insuficiente aposición de tejido fibroso en la estructura de estas prótesis, antes de la terminación de los procesos de reabsorción. Por lo tanto, estas no se pueden utilizar para la hernioplastia protésica. También su uso como protección de una plastia anatómica (Bassini, Shouldice) o como refuerzo, en forma de «almohadilla» (Vycril Kissen, Ethicon), de la aponeurosis transversalis, no ha presentado ventajas en términos de recidiva.

La prótesis de Dexon<sup>®</sup> ha sido propuesta por Dayton para la cirugía de reparación del laparocèle, como alternativa temporal al polipropileno en presencia de infecciones. El soporte abastecido de la malla reabsorbible hasta la resolución del problema séptico puede, en efecto, aumentar las probabilidades de éxito de la prótesis permanente. Las características de las prótesis reabsorbibles, al fin, se pueden explotar favorablemente para la construcción de prótesis mixtas (Vypro<sup>®</sup>, Ethicon), particularmente útiles para la cirugía del laparocèle.

## Prótesis compuestas

La cirugía del laparocèle ó eventración, en la actualidad, se acoge a prótesis que reúnen las propiedades de biomateriales capaces de inducir una buena integración tisular a las de biomateriales que evitan la formación de adherencias, cuando se ponen en contacto con las vísceras. Las prótesis compuestas se constituyen generalmente de dos capas de materiales diferentes: la superior, destinada a incorporarse a la reacción fibroblástica, está representada por una malla de polipropileno o de poliéster; la inferior, dirigida al interior, está formada por material reabsorbible (colágeno + poliéster, Composite<sup>®</sup>, Sofradim) o escasamente reactivo (e-PTFE + polipropileno, Composix<sup>®</sup>, Bard) (poliuretano + poliéster, HI-Tex<sup>®</sup>, MARP-VK). Otras prótesis se han construido con mallas de biomateriales mixtos (polipropileno + poliglactina 910, Vypro<sup>®</sup>, Ethicon) (poliéster + TFE, Fluoromesh<sup>®</sup>, Sulzer Vascutek). Estas prótesis no están indicadas para la cirugía de la hernia inguinal, salvo para verificar sus posibles aplicaciones en las técnicas quirúrgicas que prevén el contacto de la malla con el tronco vascular iliaco-femorales (Stoppa, Wantz). Recientemente se ha introducido en el mercado un «patch» preformado, compuesto (polipropileno + e-PTFE), con el objetivo de separar el funículo espermático, y en particular el deferente, de la reacción fibrosa (Spermatex<sup>®</sup>, Bard).

¿Cuál va a ser el futuro de la cirugía protésica de la hernia inguinal? ¿Las mallas, constituidas de biomateriales cada vez mejores, van a alcanzar al estándar de la prótesis «ideal»? ¿También van a desarrollar una función «farmacológica», como reservorio de analgésicos, de antibióticos, de moduladores del proceso inflamatorio? ¿Se van a distribuir en el mercado en forma de dispositivos dispuestos para la utilización, a bajo precio?

## Capítulo 9

### Las suturas

Alfredo Diego Pérez

#### Suturas

Una sutura es, en sentido amplio, una hebra de cualquier material que, montada en una aguja, es utilizada para aproximar tejidos. Cuando dicha hebra es utilizada sin aguja para ocluir vasos hablamos de una *ligadura*. Las suturas son utilizadas desde hace milenios para el cierre de heridas. La primera referencia a su utilización se encuentra en el papiro de Edwin Smith, fechado 1.600 años antes de Cristo, hace cerca de 3.600 años.

Pese a su antigüedad, las suturas son aún el método más común para el cierre de heridas, tanto accidentales como quirúrgicas. En la actualidad, el desarrollo de la tecnología de polímeros ha puesto al alcance de los cirujanos una gran variedad, un amplísimo arsenal de materiales de sutura, capaces de cubrir, cada vez con mayor satisfacción del usuario, cualquier necesidad.

#### Materiales de suturas

Al hablar de materiales de sutura nos estamos refiriendo a los distintos tipos de filamentos con sus diferentes composiciones

que se pueden utilizar para el cierre de heridas. Dicha composición será una característica determinante en la sutura, ya que es la responsable del comportamiento que ese material va a presentar «in vivo».

Parece lógico pensar que la mejor situación sería aquella en que un solo material fuera capaz de cumplir todas las expectativas, todas las necesidades de cualquier cirugía y cualquier tejido. Este concepto, la «sutura ideal», fue ya expresado por Moynihan en 1912. Moynihan pensaba que la sutura ideal debería cumplir una serie de características:

- Ser monofilamento
- Ser aplicable en cualquier intervención
- Ser fácil de manejar
- Producir mínima reacción tisular
- Disponer de una adecuada resistencia tensil
- Tener un anudado seguro
- Desaparecer una vez terminada su función
- Ser predecible en su desaparición
- Ser estéril

Se trataría, por tanto, de una sutura capaz de satisfacer las distintas necesidades de los diferentes tejidos, absorbible (no permanente), poco traumática, fácil y segura de utilizar y ser predecible. Hoy en día, la esterilidad es una característica universal.

La sutura ideal aún no existe. No hay una

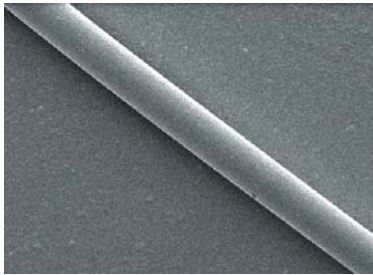


Figura 1

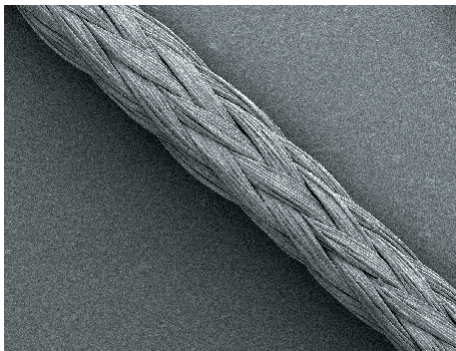


Figura 2

sutura «inteligente» capaz de adaptar su comportamiento al tipo de tejido en que está siendo utilizada. Lo que sí hay es una batería de materiales capaces de cubrir todas esas necesidades. Fruto de la cooperación entre todos los implicados en la elaboración y utilización de la sutura, los nuevos materiales satisfacen cada vez mejor las diferentes necesidades que plantea la cirugía moderna, con unos estándares cada vez más elevados.

### Clasificación de los materiales de sutura

Hay tres características universalmente utilizadas para clasificar los materiales de sutura:

- Su origen
- Su comportamiento
- Su estructura

El origen es la procedencia de la materia prima del material. Por su origen, los materiales se clasifican en naturales (la materia prima es de origen natural) y sintéticos (la materia prima del filamento es resultado de una síntesis química industrial).

Los materiales naturales son de origen biológico, tanto animal como vegetal. Los materiales sintéticos son polímeros obtenidos por síntesis química industrial, diseñados para tener unas características determinadas y cumplir con unos estándares concretos. Son, sin duda, los más utilizados en la actualidad, por encima de los de origen natural.

El comportamiento de un material viene determinado por su capacidad para ser degradado por el organismo. Los materiales se clasifican en absorbibles (aquellos que son degradados y absorbidos completamente por el organismo una vez implantados) y no absorbibles (aquellos que permanecen por tiempo indefinido en el cuerpo sin ser degradados).

La sutura ideal debe desaparecer del organismo una vez cumplida su labor. Por tanto, la sutura ideal debería ser fabricada con un material absorbible. La ventaja general

de estas suturas es que eliminan los inconvenientes de un cuerpo extraño implantado a largo plazo. Sin embargo, a menudo, y esto es frecuente en la cirugía de la hernia inguinal, las características de cicatrización de los tejidos y de la incisión, el estado del paciente u otras circunstancias (p. ej., medicación a que está sometido, tratamientos complementarios como irradiación, etc.) imposibilitan el uso de este tipo de materiales, estando indicados los no absorbibles.

La estructura de un material los divide en monofilamentos (aquellos construidos con un único filamento de grosor –calibre– variable) y multifilamentos (aquellos construidos con haces de filamentos de calibre muy pequeño para conseguir una hebra más gruesa, del calibre deseado). Estos últimos suelen tener una estructura trenzada, es decir, los haces de monofilamentos se trenzan para obtener la hebra final, aunque también existen hebras torcidas, en las cuales los filamentos se retuercen consiguiendo una hebra del calibre deseado y con la apariencia exterior y algunas de las características de un monofilamento (*figura 1 y 2*).

Todos los materiales pueden ser clasificados atendiendo a estas tres características. He aquí algunos ejemplos:

- Naturales absorbibles torcidos:
  - Catgut simple y crómico
- Naturales no absorbibles torcidos:
  - Seda virgen (solo para oftalmología)
- Naturales no absorbibles trenzados:
  - Seda trenzada
- Sintéticos absorbibles monofilamentos:
  - Polidioxanona, poliglecprona
- Sintéticos absorbibles trenzados:
  - Poliglactina 910
- Sintéticos no absorbibles monofilamentos:
  - Poliamida, polipropileno, etc.
- Sintéticos no absorbibles trenzados:
  - Poliéster

## Ventajas e inconvenientes

Como es natural, cada tipo de origen, estructura y comportamiento determina unas cualidades de las suturas que a su vez son causa de sus ventajas e inconvenientes respecto a los demás tipos de suturas. Vamos a hacer un repaso de estas ventajas e inconvenientes para cada tipo de sutura:

### Suturas absorbibles frente a suturas no absorbibles.

#### Ventajas

- Desaparecen.
- Mínimo riesgo de reacción a un cuerpo extraño a largo plazo.
- Permanentes.
- Proporcionan soporte indefinido a la herida.

#### Inconvenientes

- Pierden resistencia
- Soporte de la herida limitado en el tiempo.
- No desaparecen.
- Se pueden dar reacciones tardías a un cuerpo extraño.

### Suturas trenzadas frente a monofilamentos.

#### Ventajas

- Buena manejabilidad.
- Excelente anudado.
- Anudado muy seguro.
- Mínimo traumatismo tisular.
- Facilidad de paso por los tejidos.

#### Inconvenientes

- Mayor fricción y arrastre tisular.
- Mayor traumatismo tisular.
- Manejo más difícil.

- Anudado más difícil.
- Requieren anudado diferente para mayor seguridad.

### Suturas naturales frente a sintéticas.

#### Ventajas

- Buena manejabilidad.
- Buen anudado (frente a sintéticos monofilamentos).
- Elevada histocompatibilidad tisular.
- Elevada resistencia a la tracción.
- Comportamiento predecible.

#### Inconvenientes

- Reacción tisular moderada/alta.
- Baja resistencia a la tracción.
- Peor anudado que los naturales (sintéticos monofilamentos).

Podemos concluir, por tanto, que la sutura ideal debería ser un sintético absorbible monofilamento de alta resistencia inicial, elevada histocompatibilidad y fácil manejo y anudado.

Conociendo estas características podemos ahora plantearnos la elección de la sutura más apropiada.

#### Calibrado de la suturas

Al hablar del calibre de la sutura nos referimos al diámetro de la hebra.

Este se ha de ajustar a unos rangos predeterminados del mismo. Para ello se emplean dos normas:

- La USP o Farmacopea estadounidense es el sistema más extendido y conocido, el calibrado «por ceros». En este sistema el calibre de la sutura se representa como una secuencia de ceros en la cual un mayor número de ceros representa un diámetro menor. Por encima del calibre 0, los calibres se representan como números enteros en sentido creciente: a mayor grosor mayor número (0, 1, 2, etc.)

Normalmente, en calibres muy finos se evita poner una larga línea de ceros representando el calibre con un código convencional. Así,

excepción del catgut, en el cual el calibrado esta «desplazado» una unidad. Así, un calibre USP 0 que en todos los materiales, excepto

Fuerza tensil de las suturas				
Calibre convencional	Calibre convencional (catgut)	Catgut (nudo de cirujano) USP XXI (Kg)	Sintéticos absorbibles (nudo de cirujano) USP XXI (Kg)	No absorbibles (hilo) farmacopea europea (Kg)
5/0	6/0	0,18	0,68	0,306
4/0	5/0	0,38	0,95	0,510
3/0	4/0	0,77	1,77	0,918
2/0	3/0	1,25	2,68	1,53
0	2/0	2,00	3,90	2,24
1	0	2,77	5,08	2,75
2	1	3,80	6,35	3,57

Tabla I

la expresión 10/0 ó 10-0 representa el calibre «0000000000» y se lee *diez ceros*.

- Por otro lado, también existe la farmacopea europea que utiliza el sistema métrico decimal para determinar los grosores de las suturas. En este caso, el calibre se indica como el límite inferior del rango de diámetro admisible para ese calibre de sutura, expresado en décimas de milímetro. En un ejemplo, un calibre 2 de la farmacopea europea tiene un diámetro de 0,2 a 0,24 mm, lo que coincide con un calibre 3-0 de la USP.

Hay que destacar que existe una correspondencia entre estos dos sistemas común para todos los materiales, con la única

el catgut, se corresponde con un 3 métrico, en este último material es un 4 métrico, o lo que es lo mismo, los calibres USP del catgut tienen un diámetro mayor que los del resto de materiales.

En el siguiente cuadro se representan ambos sistemas de calibrado:

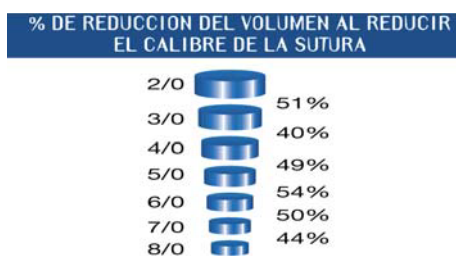
¿Qué importancia tiene la correcta elección del calibre? Para empezar, no todos los materiales tienen la misma resistencia a la tracción. Ni siquiera los requisitos de la farmacopea son los mismos para todos los materiales. La siguiente tabla muestra cuáles son esos requisitos:

Es decir, se debe elegir un calibre que

Calibres de las suturas			
Calibre convencional	Calibre convencional (catgut)	Calibre métrico	Límites de diámetro (mm)
11/0	-	0,1	0,01 - 0,019
10/0	-	0,2	0,02 - 0,029
9/0	-	0,3	0,03 - 0,039
8/0	-	0,4	0,04 - 0,049
7/0	-	0,5	0,05 - 0,069
6/0	-	0,7	0,07 - 0,099
5/0	6/0	1,0	0,10 - 0,149
4/0	5/0	1,5	0,15 - 0,199
3/0	4/0	2,0	0,20 - 0,249
2/0	3/0	3,0	0,30 - 0,349
0	2/0	3,5	0,35 - 0,399
1	0	4,0	0,40 - 0,499
2	1	5,0	0,50 - 0,599
3	2	6,0	0,60 - 0,699

Tabla II

ofrezca la suficiente resistencia para mantener los tejidos unidos, incluso ante una elevación de la tensión (p.ej., la tos). Pero además la correcta elección del calibre también supone elegir un calibre suficientemente fino. Si consideramos que un material de sutura es un cuerpo extraño implantado en el organismo y que, por muy inerte que sea, siempre se puede producir una reacción, incluso a largo plazo, convendremos en la conveniencia de elegir el calibre más fino posible que nos ofrezca garantías. ¿Hasta qué punto es esto significativo? El cuadro siguiente nos da una idea de la reducción de volumen de sutura asociada a una reducción de una unidad en el calibre:



En otras palabras, una reducción de una unidad en el calibre USP de una sutura supone una disminución del 50% de promedio en el volumen de sutura implantada, es decir, en el cuerpo extraño implantado, lo que es más evidente en el caso de las herniorrafias, reparaciones solo con sutura.

### Elección del material de sutura

Dadas las diferentes características de la cicatrización en los distintos tejidos y pacientes es evidente que no puede elegirse una única sutura que se corresponda con el concepto de sutura ideal y que pueda ser utilizada de forma universal. Es por ello por lo que se requiere una acertada elección de la sutura a emplear en cada paciente y tejido para obtener los mejores resultados en la cicatrización de las

heridas.

Hay tres tipos de aspectos que hay que considerar cuando se va a elegir la sutura más apropiada para una aplicación:

- Factores propios del paciente: estado nutricional, edad, enfermedades crónicas, etc. que pueden influir en la cicatrización.
- Factores propios de la cirugía: tipo de tejido a suturar, hemostasia, daños térmicos en la coagulación, tensión en la herida (localización, forma y tamaño de la incisión), etc.
- Factores exógenos: tratamientos previos o posteriores a la cirugía, infección de la herida, etc.

Conociendo estos y otros factores que afectan a la cicatrización, es posible determinar qué sutura es más apropiada en cada caso, eligiendo un material cuyo comportamiento, resistencia, calibre y características de histocompatibilidad se ajusten a los requisitos.

### Las agujas quirúrgicas

Son «el otro» componente de la sutura. A menudo infravaloradas en su importancia en la sutura, tienen dos características desde el punto de vista quirúrgico que determinan su importancia:

- No permanecen en el cuerpo tras su utilización. Sirven «solo» para colocar la hebra de material en el lugar deseado y luego se desechan.

Sin embargo, su correcta elección influye poco en el resultado final; por el contrario, una elección incorrecta determinará un mal resultado y la complicación del acto de la sutura y posiblemente su prolongación innecesaria.

En otras palabras, las agujas quirúrgicas influyen en un acto de suturar simple y sin complicaciones.

### Partes de la aguja quirúrgica

La aguja quirúrgica tiene varias partes bien

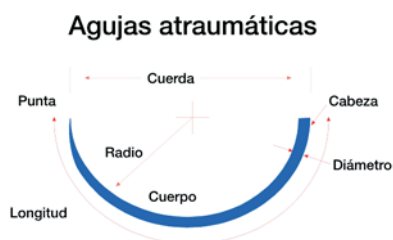


Figura 3

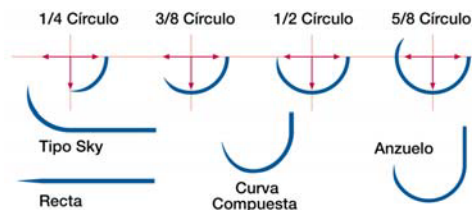


Figura 4

diferenciadas, así como distintas dimensiones que se deben conocer y distinguir, ya que influyen en la correcta elección de la aguja más apropiada para cada caso (figura 3).

- Punta: Es el extremo agudo de la aguja el que penetra el tejido, hasta donde la aguja alcanza su máximo grosor.
- Cabeza: Es el extremo contrario de la aguja, aquel en que el hilo va engarzado. Va taladrado para poder realizar el engarce.
- Cuerpo: Es todo el tramo de aguja desde el final de la punta (donde la aguja alcanza su máximo grosor) hasta el comienzo de la cabeza (fin del taladrado).
- Longitud: Es todo el trayecto desde el extremo de la punta hasta el de la cabeza, siguiendo la curvatura de la aguja.
- Cuerda: Es la distancia entre el extremo de la punta y el de la cabeza medida en línea recta.
- Radio: Es la distancia desde el centro de la circunferencia cuyo arco es la aguja hasta el centro del cuerpo de la misma.
- Diámetro: Es el grosor del cuerpo de la aguja.
- Curvatura: Es la longitud del arco de circunferencia que representa la longitud de la aguja medida como fracción del círculo:  $\frac{1}{4}$  círculo,  $\frac{3}{8}$  de círculo, etc.

La profundidad a la que hay que dar el punto determina qué aguja es la que hay que utilizar. Así, a mayor profundidad, mayor curvatura requerida. Un caso especial es el de las agujas de anzuelo, a menudo utilizadas para dar puntos profundos al ligamento de Cooper (figura 4).

### Características de las agujas quirúrgicas

Para cumplir adecuadamente la función para la que han sido diseñadas, las agujas quirúrgicas han de cumplir una serie de condiciones:

**Penetración:** La aguja debe penetrar bien, con facilidad, pero ha de causar el mínimo

traumatismo posible. Además, debe resistir varias pasadas sin perder filo ni capacidad de penetración. Característica fundamental en las agujas quirúrgicas, especialmente en tejidos resistentes y duros. Desde el punto de vista del cirujano lo deseable es una aguja de gran poder de penetración. El perfil o forma de la punta determina su poder de penetración. Por ejemplo, son más penetrantes las agujas triangulares, con tres bordes cortantes, que las cilíndricas.

**Resistencia:** Otra característica fundamental para el cirujano. La aguja no debe doblarse mientras se utiliza. Esto se consigue mediante el empleo de aleaciones de acero altamente resistentes que posibilitan la aplicación de fuerzas cada vez mayores a la aguja sin que se doble, algo especialmente importante cuando se trabaja con tejidos duros. También la forma de la sección del cuerpo influye en esta característica, ya que un cuerpo cuadrado ofrece un mejor reparto de la aplicación de la fuerza ejercida con el portagujas, lo que redundará en una mayor resistencia al doblado.

**Ductilidad:** La aguja debe doblarse antes que romperse. Esto suele estar en contradicción con la resistencia, ya que cuanto más resistente es un material más frágil suele ser. Para evitar esto, se emplean aleaciones con un contenido en hierro relativamente bajo que combinan una gran resistencia con una elevada flexibilidad.

**Flexibilidad:** La aguja debe poder ser vuelta a su forma original en caso de que se doble accidentalmente. Si una aguja no cumple esta característica, en caso de doblarse durante el acto quirúrgico, hay que cambiar toda la sutura, lo que complica el acto y obliga a eliminar suturas innecesariamente.

**Fijación en el portagujas:** La aguja no debe moverse en el mismo. Si la aguja se mueve en el portagujas no es posible obtener un buen control de la colocación de la sutura. Una buena fijación de la aguja depende de la forma del cuerpo que debe ser aplanada y, si es posible, debe ser estriada para mejorar aún más el agarre.

Relación aguja-hilo: La relación grosor de la aguja-calibre del hilo debe ser lo más parecida posible. De esa manera, se evita un exceso de traumatismo por la aguja que no aporta nada al cierre de la herida. Esto también se obtiene con la incorporación de taladrados láser a la fabricación de agujas.

### Puntas de agujas

Existen diversos tipos de punta de aguja, cada uno con sus características propias. ¿Cómo elegir el tipo más apropiado para cada cirugía? La elección de la aguja más apropiada es la combinación de la penetración adecuada y el mínimo traumatismo. Por tanto, hay dos preguntas que hay que contestarse para tomar la decisión correcta: ¿qué grado de penetración necesitare en este tejido? y ¿qué grado de traumatismo producirá esta punta? Veamos los tipos de puntas disponibles:

- Cilíndricas son aquellas en las que el perfil es cónico. No tienen filos, por lo que toda su capacidad de penetración dependerá de lo aguda que sea su punta. Son menos penetrantes que las agujas con filos, aunque tienen la ventaja de producir menos trauma en el tejido (figura 5).
- Cilíndricas de punta plana: son unas agujas en las que la punta cilíndrica es aplanada en sus caras superior e inferior. Esto reduce la sección de la punta mejorando su penetración, y la cara aplanada mejora el control de la posición del punto (figura 6).
- Tapercut o cilíndricas de punta triangular, penetrantes, pero relativamente poco traumáticas con la punta triangular con filos cortantes y el cuerpo cilíndrico para minimizar el daño al tejido (figura 7).
- Triangulares, con tres filos cortantes, las de mayor capacidad de penetración y al mismo tiempo más traumáticas. Existen varios tipos en función de la posición de los filos (triangulares convencionales, con un filo en el interior de su curvatura, o inversas, con el filo en el

exterior), de la longitud de la punta (agujas de punta de precisión, con punta más larga y cuerpo cuadrado) y de otras características. Las más comunes entre las utilizadas en la cirugía de la hernia inguinal son las triangulares inversas (de filo en el exterior de la curvatura) y de fi círculo (figuras 8 y 9).

- Puntas especiales: son otros tipos de puntas que se utilizan para aplicaciones concretas. Estas puntas quedan fuera del ámbito de la cirugía de la hernia inguinal.

Normalmente, en este tipo de cirugía, es suficiente una aguja cilíndrica dada la resistencia del tejido. Los resultados mejoran con agujas cilíndricas de punta plana, ya que la penetración es mejor con menor traumatismo. Sin embargo, una punta tapercut o, incluso, una triangular inversa son también utilizadas a menudo.

### Las suturas y la cirugía de la hernia inguinal

En la cirugía de la hernia inguinal las suturas se utilizan en varias fases, aunque en este apartado solo vamos a hablar de las suturas utilizadas en la reparación de la hernia, bien en técnicas de herniorrafia con sutura, bien en las de hernioplastia con malla.

#### Características físicas de las suturas

Veamos, en primer lugar, cuáles son las propiedades a considerar cuando hablamos de las características de las suturas, qué influye en su comportamiento y manejo:

Fuerza tensora es la resistencia a la tracción que tiene una sutura. Puede medirse en newton, Kg, etc.

Retención de fuerza tensora es el remanente de esta fuerza en el material de sutura al cabo de un tiempo tras su implantación in vivo. Es de aplicación solo en suturas absorbibles y determina el tiempo durante el cual la



Figura 5

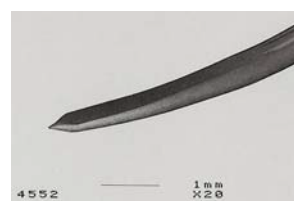


Figura 6



Figura 7



Figura 8



Figura 9

sutura da soporte a los tejidos suturados, su vida útil.

Absorción de la sutura es el proceso de desaparición del material degradado y absorbido por el organismo. Se da solo en los materiales absorbibles y ocurre por pérdida de masa, siendo virtualmente inexistente hasta la desaparición de toda la fuerza tensora.

Tiempo de absorción es el tiempo requerido para que se complete el proceso anterior. Es el parámetro que en realidad nos importa.

Elongación es la capacidad de estiramiento de una sutura ante una tracción. Se puede expresar como porcentaje de la longitud inicial. Dado que deforma la sutura al aplicarla una tracción, es un parámetro que afecta al anudado: al tirar de la sutura para anudarla también la elongamos y al cesar la fuerza tiende a recuperar su longitud inicial, por lo que si el nudo está demasiado apretado puede estrangular el tejido. Solo se elongan de manera significativa los materiales monofilamentos, no los trenzados.

Elasticidad es la propiedad del material de volver a su longitud inicial una vez cesa la tensión que lo elongaba. Como hemos visto afecta al anudado.

Rigidez es la resistencia del filamento al doblado. Contraria a la flexibilidad, determina la facilidad (en este caso la dificultad) de manejo del material: cuanto más rígido sea peor se maneja.

Memoria es la capacidad que tiene el filamento de volver a adoptar la forma en que estaba plegado dentro del sobre una vez se ha extraído del mismo y se ha estirado. Se observa cómo la sutura forma codos o ángulos más acusados cuanto mayor memoria tenga el material. Influye en su facilidad de manejo y anudado (a mayor memoria, mayor dificultad) y se puede minimizar mediante envasados adecuados.

Conociendo estas características, hablemos ahora de los distintos materiales en la reparación de la hernia inguinal.

## Las suturas en la reparación de la hernia inguinal

### Suturas no absorbibles

Los materiales más utilizados en la reparación de la hernia inguinal son los no absorbibles. Dadas las características del tejido a suturar (estado fisiológico del tejido, tensión que soporta, cicatrización), parece lógico utilizar un material no absorbible en la reparación con sutura de esta patología, las llamadas *técnicas con tensión*. Los materiales más comunes son:

- Seda. El material no absorbible más clásico. Es fácil de manejar y de anudar, sus principales ventajas, pero, por el contrario, es relativamente poco resistente y produce una considerable reacción tisular. Además, aunque no se absorbe, pierde resistencia con el tiempo. Se utilizó en las técnicas con tensión, pero no se emplea en la actualidad.
- Poliamida (nylon). Una sutura monofilamento de superficie suave y más resistente que la seda. Pierde resistencia con el paso del tiempo. Se ha utilizado, aunque menos que el polipropileno, ya que este se adapta mejor a los requisitos de la técnica.
- Polipropileno. Este material monofilamento es el más utilizado, tanto para suturar directamente los tejidos en las técnicas con tensión como para fijar la malla en las técnicas sin tensión. Es poco traumático por su superficie suave, muy resistente, lo que lo hace apropiado para suturar tejidos que han de soportar tensión; permanente, no sufre pérdida de resistencia con el tiempo, proporcionando soporte prolongado a tejidos deteriorados; inerte, produce muy poca reacción en el tejido, minimizando complicaciones a largo plazo y, para ser monofilamento, se maneja y anuda con suficiente seguridad. Todas estas características hacen del polipropileno la sutura más apreciada tanto para la reparación directa como para la fijación de mallas. En esta última aplicación, el polipropileno tiene

la ventaja de proporcionar un soporte permanente a la malla, incluso cuando el tejido cicatrizal que la coloniza se contrae, contrayendo a su vez a la malla.

- **Poliéster.** Este material es también no absorbible permanente, muy resistente e inerte. Su diferencia fundamental con el polipropileno es que su estructura es trenzada, lo que le hace algo más traumático que aquel. La mayor idoneidad de un material monofilamento hace que el poliéster sea menos empleado que el polipropileno, pese a lo cual es el segundo material más utilizado. Con frecuencia, es empleado con una aguja de anzuelo, para dar puntos profundos al ligamento de Cooper, tanto en técnicas con tensión como sin la misma.

Otros materiales. Como curiosidad, podemos mencionar que hay cirujanos que emplean o han empleado otros materiales menos frecuentes en la reparación de la hernia inguinal. Entre ellos, se cuentan el lino, hoy desaparecido de los catálogos de la mayoría de las empresas, el polivinildifluoroetileno (PVDF), el politetrafluoroetileno expandido (PTFE) o, incluso, hace tiempo, el acero quirúrgico.

### **Suturas absorbibles**

Con menor frecuencia se emplean materiales absorbibles en la reparación de la hernia inguinal. Dado que los tejidos ya están considerablemente deteriorados al aparecer la hernia, han de soportar una considerable tensión y su cicatrización es relativamente lenta; el uso de materiales absorbibles es bastante infrecuente, no superando el 15% del total. Entre estos materiales destacan:

- **Catgut.** Es un material poco idóneo por su corto soporte a la herida y su baja predictibilidad, que sin embargo ha sido usado para la herniorrafia. En la actualidad, se utiliza mucho menos, en todo caso para el cierre de planos o de piel.

- **Sintético absorbible trenzado de soporte a medio plazo (4–5 semanas).** El material absorbible más común. Es fácil de manejar y de anudar, sus principales ventajas, pero pierde resistencia a la tracción en un plazo en que probablemente los tejidos no estén completamente reparados. Esto hace que su uso sea bastante limitado. Se utiliza en las técnicas con tensión y también en la fijación de mallas. En este último caso, su uso parece menos incierto, ya que, asumiendo que la malla es colonizada por tejido cicatrizal en un plazo de unas dos semanas, el soporte proporcionado por la sutura sería suficiente. Sin embargo, persiste una cierta duda respecto a su idoneidad, ya que con posterioridad el tejido cicatrizal tiende a contraerse, lo que a su vez implica una contracción de la malla que puede no tener ya para entonces el soporte de las suturas. Es, sin duda, el tipo de material más extendido para el cierre de planos tras la cirugía.

- **Sintético absorbible monofilamento de larga duración.** Como en el caso anterior, este tipo de material es relativamente poco usado para esta aplicación.

### **Conclusión**

En la actualidad, el arsenal de suturas disponibles para la reparación de la hernia inguinal, como de cualquier otra patología, es muy grande y crece continuamente, ofreciendo múltiples alternativas.

Sin embargo, las distintas propiedades de los materiales de sutura hacen que no todas las soluciones sean apropiadas o den las mismas garantías de una reparación eficaz y duradera. Es por eso por lo que se requiere un adecuado conocimiento de las propiedades de los diferentes materiales y agujas, así como de las características de los tejidos que permita la elección de la combinación hilo/aguja más

apropiado para cada intervención. Podemos, eso sí, concretar qué tipo de sutura es la más común e, incluso, la más apropiada para el caso concreto de la reparación de la hernia inguinal.

Resumiendo, podemos concluir que la sutura tipo para la reparación de la hernia inguinal es una sutura de material no absorbible, casi siempre polipropileno o poliéster, con un calibre suficientemente resistente para soportar la tensión en la zona, casi siempre 2-0 ó 0, armado con una aguja de fi círculo de punta cilíndrica, con menos frecuencia

triangular, de una longitud entre 22 y 30 mm para poder suturar unos tejidos bastante resistentes, que no alcanzarán la resistencia original necesaria para proporcionar adecuada contención y que están sometidos a tensión permanente.

Las opciones son, no obstante, muchas y la sutura a emplear en cada caso podrá variar con el conocimiento que el cirujano tenga de sus propiedades y los tejidos a aproximar, dando cabida a otras alternativas en función de las preferencias personales.

*«Se afirma que la infiltración del sitio operatorio con anestésicos locales es la anestesia menos invasora y más inocua para la reparación herniaria. Puede afirmarse también que es la técnica que produce con mayor facilidad una experiencia lamentable para el paciente, si no se aplica bien y de manera concienzuda».*

*William J. Amado*

1993

## Capítulo 10

# Anestesia local aplicada por el cirujano

Fernando Carbonell Tatay

### **Concepto. Datos generales. Mecanismo de acción.**

Local es el tipo de anestesia en la que más directamente actúa el cirujano, la administra él mismo y necesita la colaboración del enfermo que va a intervenir.

La podemos definir como el conjunto de actos y fenómenos físicoquímicos que nos llevan a conseguir la insensibilidad, la falta de dolor en la parte del organismo donde la aplicamos sin afectar la conciencia del individuo.

Esta insensibilidad es de duración variable, dependiendo del agente anestésico utilizado y de su título de solución; también influye el estado de los tejidos en los que se aplica, pero siempre es pasajera. El tiempo de anestesia varía hoy, entre los 60-90 minutos de la lidocaína hasta los 90-110 de la bupivacaína; la mitad de este tiempo, si el agente se inyecta en los troncos nerviosos.

La insensibilidad anestésica es absoluta con respecto al dolor y la quemadura térmica; se conserva de forma torpe, disminuida la sensación de contacto, de forma que el paciente puede notar que le tocamos. En los músculos y en los nervios persiste la excitabilidad eléctrica, hecho que comprobamos en la práctica al hacer uso del bisturí eléctrico bajo estas circunstancias.

La secuencia clínica de una anestesia local, con bloqueo de los nervios periféricos, es la siguiente:

1. Vasodilatación periférica con elevación de la temperatura cutánea
2. Pérdida de la sensibilidad térmica y dolorosa.
3. Pérdida de la propiocepción.
4. Pérdida del tacto y de la sensibilidad a la presión.
5. Parálisis motora.

Los anestésicos locales son bases débiles cuya estructura consiste en un radical aromático ligado a una amina a través de un enlace éster o amida.

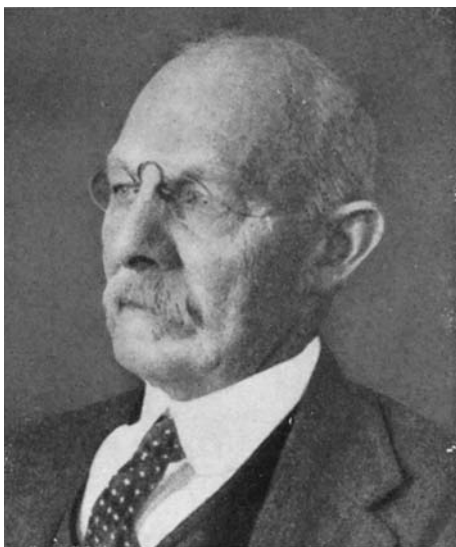
Bloquean la conducción nerviosa alterando la propagación del potencial de acción en los axones. Actúan como receptores específicos de la membrana nerviosa; este receptor es el canal de sodio y es accesible a lo largo de toda la neurona.

Una vez finalizada la acción del anestésico local, se recupera de forma rápida la sensibilidad, haciéndolo antes los tejidos más sensibles, y la zona que fue anestesiada no guarda el menor recuerdo.

Para que una anestesia local sea eficaz, es imprescindible contar con la ayuda y colaboración del paciente al que se la vamos a aplicar; debemos «educarlo preope-



Paul Reclús  
(1847-1914)



William Stewart Halsted  
(1852-1922)

ratoriamente» , explicarle en qué consiste, sus ventajas, etc.; habrá que sedar antes al paciente y durante la intervención, como veremos más adelante; por nuestra parte, además, deberemos conocer exactamente la neuroanatomía básica de la ingle y haremos uso de una técnica de inyección-aplicación suave, meticulosa y progresiva para la inyección del anestésico local.

Hay que decir que como medida general es imprescindible la presencia de un anestesista durante la herniorrafia bajo anestesia local; la canalización de una vena periférica, por su parte, y la premedicación, sedación ligera y analgesia por esa vía contribuyen muy positivamente a un mejor bienestar del enfermo en el quirófano y mayor éxito del acto quirúrgico. Lo llamamos *anestesia local más sedación*. Las drogas por vía endovenosa son competencia del anestesista y pueden ser variadas según costumbres y experiencia, por lo que no citamos ninguna. La herniorrafia bajo anestesia local puede ser una experiencia lamentable para el paciente y también para el cirujano que aplica la anestesia, si no la hacemos bien y de una manera concienzuda; hecho este que explicaría, por la falta de experiencia, la poca aceptación que tiene entre algunos cirujanos; algunos de ellos prefieren evitarla, pues creen que se deforman los tejidos, «que no prende bien», o prefieren anestesias generales que ofrecen un mayor grado de relajación muscular. La anestesia local inadecuada puede producir: ansiedad, taquicardia, hipertensión, etc. La suma de pequeños detalles y la ayuda de la premedicación y sedación son fundamentales.

### Recuerdo histórico

Es en 1865 cuando Eulemburg inyecta morfina en el nervio laríngeo con el fin de



Carl Kolle  
(1857-1944)

obtener la anestesia de la laringe. Puede considerarse el primer paso conocido.

La anestesia general la descubrió Horace Wells veinte años antes, en 1844. Más tarde, en 1884 Carl Koller emplea la cocaína tópica en operaciones oftalmológicas; un año después Halsted obtiene con infiltración cocaínica troncular la anestesia del nervio maxilar inferior. Fue el descubridor de la anestesia de conducción y se convirtió en cocainómano, aspirándola por la nariz, tal y como se hace ahora. (La cocaína fue descubierta por Albert Niemann en 1860; fue la primera de las drogas anestésicas y posteriormente abandonada a causa de su toxicidad).

Schleich en 1891 generaliza el uso de la infiltración anestésica de cocaína, quedando resuelto el problema de la anestesia local.

Fue Halsted quien en 1884-85 descubrió el efecto favorable de la isquemia de los tejidos, y la importancia de inyectar la cantidad suficiente hasta distenderlos y hacerlos palidecer, para conseguir un mayor efecto anestésico y una mayor difusión.

En 1895 P. Reclús escribe un tratado sobre anestesia local aplicando la cocaína y divulgando el método en Francia y América latina. Casos de muerte tras la inyección por

sobredosis hicieron que se abandonara su uso como anestésico local.

La novocaína fue descubierta por Einhorn, en 1905, y aún se emplea en la actualidad; posteriormente se descubrió la lidocaína, bupivacaína y la procaína, que utilizamos en el año 2000.

anestésicos locales como vasoconstrictor influye en la absorción, disminuyendo así los niveles plasmáticos de estos y prolongando su duración a nivel local. Estos efectos son máximos para los anestésicos de acción intermedia (lidocaína, mepivacaína, etc.) y

## Clasificación

### 1. Química:

Ésteres	Amidas
Cocaína	Dibucaína
Benzocaína	Lidocaína
Procaína	Mepivacaína
Tetracaína	Prilocaína
Clorprocaína	Bubivacaína
Etidocaína	
Ropivacaína	

Tabla I

### 2. Por la duración de su acción:

Media	Larga
Prilocaína	Tetracaína
Lidocaína	Bupivacaína
Mepivacaína	Etidocaína
Procaína	Dibucaína
	Ropivacaína

Tabla II

## Anestésicos para infiltración y bloqueo nervioso periférico. Los más utilizados hoy según la concentración, duración de su acción y dosis máximas.

### Anestésicos para infiltración (Tabla III)

El uso de adrenalina junto con los

Agente	Concentración	Duración horas		Dosis máxima*
		Sin adrenalina	Con adrenalina	
Procaína	0,5-1%	0,25-0,5	0,5-1,5	hasta 60 ml
Lidocaína	0,5-1%	0,25-2	1-3	hasta 50 ml
Mepivacaína	0,5-1%	0,5-2	1-3	hasta 50 ml
Bupivacaína	0,25-0,5%	2-4	4-8	hasta 45 ml

\*Dosis máxima recomendada para un individuo de 70 Kg si utilizamos la concentración más elevada conteniendo adrenalina. Pueden ser eficaces dosis inferiores.

\*Las dosis por mg/Kg de peso y dosis máximas, para esas concentraciones, son las siguientes:

- Procaína: dosis máxima 500 mg. (7 mg / Kg) sin adrenalina  
1.000 mg (14 mg / Kg) con adrenalina
- Lidocaína: dosis máxima 200 mg (3 mg / Kg) sin adrenalina  
500 mg (7 mg / Kg) con adrenalina
- Mepivacaína: dosis máxima 400 mg (5-6 mg / Kg) sin adrenalina  
600 mg (6-8 mg / Kg) con adrenalina
- Bupivacaína: dosis máxima 150 mg (2-3 mg / Kg) sin adrenalina  
200 mg (3-4 mg / Kg) con adrenalina

Tabla III

mínimos para los de acción prolongada (como la bupivacaína). Estas circunstancias pueden ayudar en la cirugía herniaria; no obstante, hay que tomar alguna precaución por algunos efectos secundarios, pues disminuyen el Ph de la solución anestésica y pueden dar lugar a crisis hipertensivas, arritmias e infarto en enfermos coronarios.

No debemos utilizar anestésicos locales con adrenalina en pacientes hipertensos, enfermos coronarios, con tirotoxicosis, con feocromocitomas, con escleroemia, gestantes, enfermos tratados con IMAO (inhibidores de la monoaminooxidasa), antidepresivos tricíclicos o fenotiacinas. Nunca los emplearemos con

adrenalina en partes acras con vaso terminal (dedos, oreja, nariz, pene, piel traumatizada, etc); el vasoespasmo que produce puede llevar a la necrosis.

La alcalinización de la lidocaína al 1% con bicarbonato de sodio disminuye el dolor de la inyección; así como también una solución de composición electrolítica casi fisiológica (suero fisiológico al 50% con la dosis anestésica) reduce en mayor grado el malestar producido por la inyección.

#### Características de los agentes específicos

- Lidocaína: Es la más estable de todos los anestésicos locales. Tiene un gran poder de difusión con un comienzo rápido de acción, duración media y potencia intermedia. Baja toxicidad. Es la de uso más frecuente para la infiltración local. Se metaboliza en el hígado. A concentraciones altas posee toxicidad sobre el SNC (sistema nervioso central) y sobre el sistema cardiovascular.

- Mepivacaína: Es muy parecida a la lidocaína, aunque es menos tóxica. Presenta una potencia similar a la lidocaína, moderada, pero de duración superior y tiempo de latencia corto. No produce vasodilatación, por lo que es la de elección cuando no se puede usar un vasoconstrictor. Se metaboliza en el hígado.

- Bupivacaína: Tiene una toxicidad cuatro veces mayor que la mepivacaína, pero también con una acción cuatro veces más potente y una duración de tres veces más. Es la más cardiotoxica. No debemos utilizarla en enfermos cardiopatas, o hacerlo con precaución. Se metaboliza en el hígado y se excreta por la bilis y el riñón. Es la de elección en las embarazadas pese a todo, pues al unirse en un 95% a las proteínas pasa poco al feto. Lo elegiremos cuando queramos una duración prolongada del efecto.

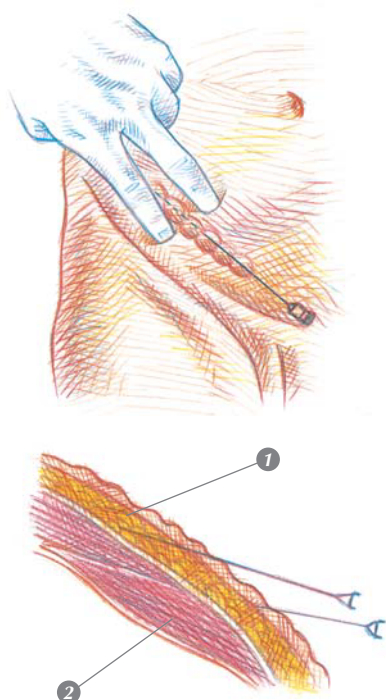
## Conceptos generales básicos para la anestesia local infiltrativa

El enfermo nota la penetración del anestésico, con la primera punción; repetimos el concepto de que tienen que ser maniobras suaves, puncionando con seguridad y firmeza e inyectar distendiendo progresivamente. Conseguiremos un “habón” superficial en esta primera punción y, a través de él, proseguiremos dirigiendo la aguja a los lados, arriba y abajo, para conseguir anestesiar la mayor cantidad de tejidos desde esa primera posición; la próxima punción será, si es cercana a la anterior, menos dolorosa al estar “dormido” el territorio a puncionar para continuar “ganando terreno”. Si un segundo botón ó habón fuera necesario, se podrá inyectar desde la capa profunda de la dermis, utilizando la aguja introducida desde la primera punción.

### Anestesia de la piel

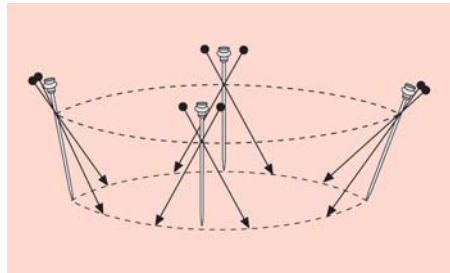
Es muy importante por su gran sensibilidad; es la primera capa anatómica con la que la aguja y, posteriormente, el bisturí van a entrar en contacto, por lo que es importantísimo su completa anestesia; de esto dependerá un buen comienzo y mayor confianza del paciente en el método que estamos empleando. Notar la primera acción del cirujano no es lo más aconsejable. Ya hemos explicado que, por lo general, bastará con un primer botón, ya que las punciones siguientes las haremos a través de él, pudiendo cambiar de aguja y emplear otras más largas como las utilizadas en las punciones lumbares.

Para infiltrar la dermis, una vez inyectado el primer botón, la pápula intradérmica formada aumenta el espesor de la piel, lo que aprovecharemos para colocar la aguja paralela a la epidermis, reinyectar, formar una nueva pápula o roncha e ir progresando sucesivamente hasta la extensión que queramos conseguir. Es innecesario en la mayoría de las veces



Primer pinchazo en la piel.  
Modo de ir progresando  
e infiltrando  
1-Inyección subcutánea  
2-Inyección intradérmica

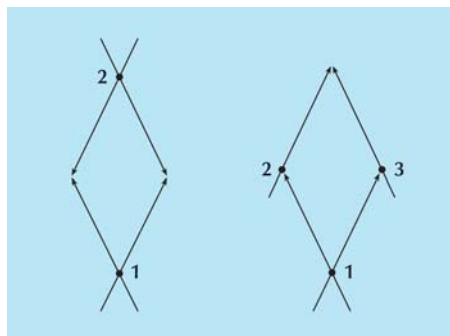
infiltrar el trayecto de la futura incisión, a no ser que queramos conseguir un grado de anestesia mayor en pacientes hipersensibles; la infiltración “en rombo” o “en canoa” y la del celular subcutáneo será suficiente. Inyectando en la piel, más que en zona anatómica alguna, deberemos puncionar en las zonas ya anestesiadas; las reconoceremos por la palidez y el edema que produce el anestésico local. Edema y palidez indican que se inyectó en cantidad suficiente para anestésicar. (Es una buena regla visual).



*Infiltración en canoa o batea por la unión de varios abanicos o tridentes. El bisel de las agujas debe dirigirse hacia el centro de la figura.*

### Anestesia del tejido celular subcutáneo

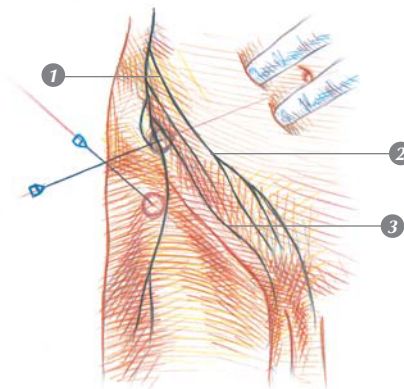
La infiltración de esta capa subcutánea es el mejor método para conseguir una insensibilización de la piel. Aunque el celular subcutáneo es un tejido insensible, debemos infiltrarlo generosamente, ya que absorbe mucho anestésico, por lo que puede ser útil utilizar uno con adrenalina.



*Rombo de Hackenbruch. 1-2 punciones, una de ellas incómoda para el operador. Las punciones 1, 2 y 3 son todas cómodas.*

### Anestesia de las aponeurosis

Son insensibles a las secciones, por lo que no requieren infiltración, aunque las debemos infiltrar si tenemos que traccionar en ellas o en las cercanías de los nervios; si las atraviesan, debemos hacerlo por encima y por debajo del manto aponeurótico.



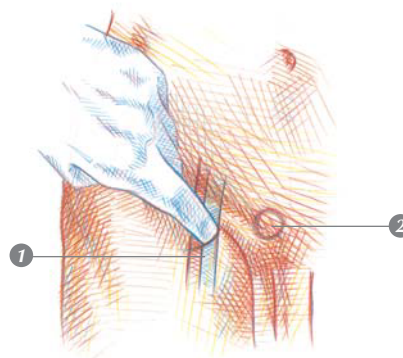
*Técnica del bloqueo de la región inguinal. Sitio y dirección de las inyecciones para bloquear los nervios abdominogenitales mayor y menor y rama cutánea externa y crural del nervio genitocrural. 1. Nervio abdominogenital menor 2. Iliohipogástrico 3. Ilioinguinal*

### Anestesia de los músculos

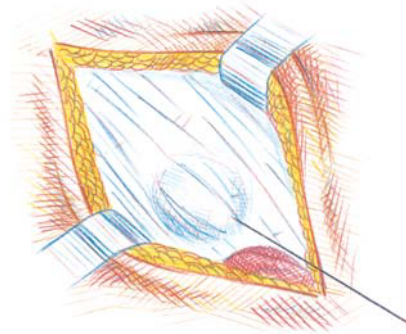
Muy vascularizado e innervado el tejido muscular, debe infiltrarse con generosidad; la infiltración de anestésicos con adrenalina en el interior de los músculos provoca cierto grado de relajación.

### Anestesia de los huesos y del periostio

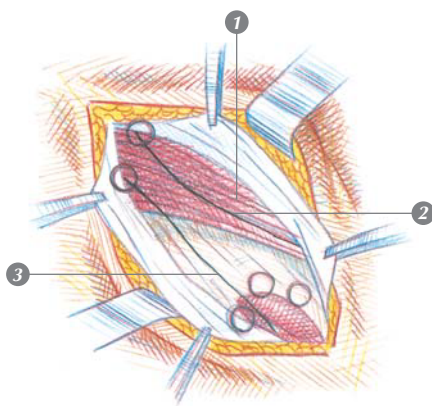
El tejido óseo puede considerarse insensible, pero no así la médula y el periostio que lo recubre. Tanto una como otro poseen extrema sensibilidad y son muy dolorosos a la agresión.



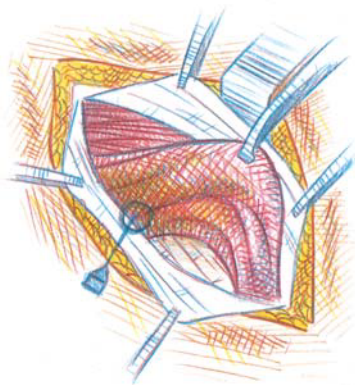
*Técnica del bloqueo de la región inguinal. Infiltración a lo largo de la rama del púbis en cada lado del cordón espermático, teniendo cuidado de evitar los vasos femorales. 1. Arteria y vena femoral 2. Espina del púbis*



Infiltración subaponeurótica



Puntos de infiltración en el Pubis y en la zona muscular (n. abdominogenital e ilioinguinal)  
 1. Músculo oblicuo menor.  
 2. Nervio abdominogenital mayor.  
 3. Nervio ilioinguinal.



Infiltración en el cordón espermático

Tenemos, pues, que infiltrar todo el tejido celular que rodea el periostio cercano a donde vayamos a intervenir.

## Anestesia local para la herniorrafia inguinal

Clásicamente, se ha utilizado el bloqueo nervioso periférico como mejor método de anestesia local en las técnicas autoplásticas, como el Bassini, Mc Vay, Shouldice, etc. En la última década, con la aceptación y puesta en marcha de las técnicas protésicas por vía anterior menos invasivas se ha modificado la costumbre del bloqueo nervioso y es posible utilizar anestésicos solo por planos. Vamos a describir tres modelos que denominamos así:

### Bloqueo nervioso periférico

Descrito como método de Braun, seguido por Finocchetto en su tratado clásico sobre anestesia local, Latham, etc.

Los pasos son los siguientes:

1. Bloqueo regional de los nervios abdominogenital mayor y menor. Se consigue puncionando a unos 5 cm por dentro de la espina ilíaca anterosuperior – punto ilíaco –. Después de infiltrar el tejido celular subcutáneo, dirigimos la aguja oblicuamente hacia fuera atravesando la capa aponeurótica y el músculo (oblicuo externo) hasta llegar a la cara interna del hueso ilíaco e inyectamos en abanico 15 cc de la solución anestésica.

2. Infiltración local de la espina, el pubis y la parte interna del anillo externo.

Se puede palpar con el dedo, al estar el enfermo despierto, el anillo inguinal externo y el pubis, inyectando primero en el periostio del pubis y después en el cordón y parte interna del anillo superficial. Las inyecciones, desde el mismo punto, en abanico de abajo

hacia arriba y viceversa, inyectando cada vez de 5-7 cc.

3. Bloqueo de las ramas recurrentes del nervio genitocrural inferior a lo largo del ligamento inguinal, con cuidado de no puncionar los vasos femorales, que palpemos con la misma técnica en abanico de 3-5 cc de solución. Se tendrá cuidado de inyectar superficial y lateralmente la arteria femoral, aunque por debajo del ligamento inguinal, a fin de evitar infiltrar en el nervio crural.

4. Infiltración más profunda en el área del anillo interno.

5. Infiltración de la piel y el tejido celular subcutáneo en el sitio elegido para la misma. Durante la intervención, se puede instilar unos 3-5 cc en el peritoneo a nivel del saco.

### Técnica mixta. Método de Cushing y “Field Block”

En un primer tiempo, se infiltra la piel con 10 ml de lidocaína al 1% diluida al 50% con una solución de bicarbonato sódico, en el trayecto entre la espina ilíaca anterosuperior y el pubis, donde vayamos a hacer la incisión y en la extensión que decidamos (aguja larga de las utilizadas en punción lumbar) (tablas IV y V).

### Anestesia por planos según

el British Hernia Centre (figuras A, B y C)

Utilizan lidocaína al 0,5% y bupivacaína al 0,25%. Se aconseja este método para las herniorrafias protésicas, como las técnicas Lichtenstein y de Rutkow-Robbins.

Infiltran la piel y posteriormente utilizan 5-10 ml de la solución anestésica por debajo de la aponeurosis del oblicuo mayor, sin abrirla; la llaman *técnica de inundamiento*.

Posteriormente se inyecta el mesenterio del cordón, la zona del tubérculo púbico donde vamos a fijar la malla, y después en el anillo profundo teniendo cuidado con los vasos epigástricos.

<b>Infiltración plano a plano ( Método de Cushing)</b>	
<b>Lidocaína 1% diluída</b>	
1. Infiltración de la piel en la línea espina ílica anterosuperior al pubis. Incisión cutánea (anestesiarnos los racimos nerviosos de la región inguinal).....	10 ml.
2. A través de la aponeurosis del oblicuo mayor a los dos lados de la incisión que vamos a hacer y por debajo de la misma (nervio iliohipogástrico).....	5 ml.
3. En el cordón espermático (cuidado con los vasos) facilita la disección del cremáster (nervio ilioinguinal y rama genital).....	2-5 ml.
4. A nivel del anillo inguinal interno (n. genital y ramas sensitivas del pleoespermático).....	2-5 ml.
5. En la base del saco herniario ( disminuye la sensibilidad del peritoneo y su tracción).....	5 ml.

Tabla IV

<b>Infiltración tipo "Field-Block"</b>	
1. Inyección a nivel de la espina ílica anterosuperior (anestesia los nervios en su tronco alto) .....	<b>Lidocaína 1%</b> 10 ml.
2. Infiltración a la demanda (como se ha descrito en el método plano a plano).	
Infiltración al terminar la intervención a nivel de las espina iliaca anterosuperior (Con el fin de conseguir una mayor anestesia por la duración de la bupivacaína) .....	<b>Bupivacaína</b> 0,25% 5 ml.

Tabla V

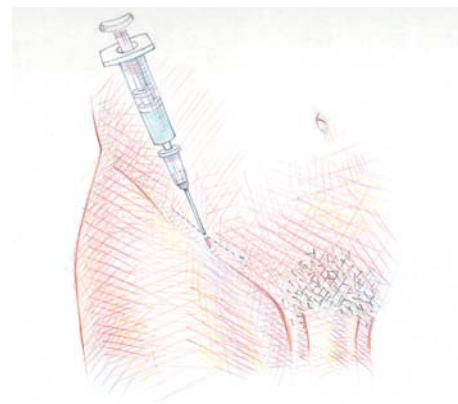


Fig. A  
Infiltración subcutánea con anestesia local a todo lo largo de la herida, antes de preparación de la piel y de aplicación de campos.  
(Imagen reproducida de Martin Kurzer)

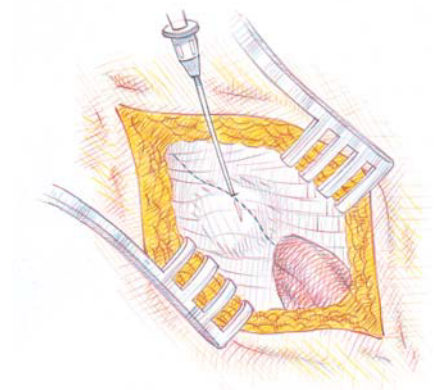


Fig. B  
Instilación de 5 a 10 ml de anestésico local diluido debajo de la aponeurosis del oblicuo externo no abierto; técnica de inundamiento.  
(Imagen reproducida de Martin Kurzer)

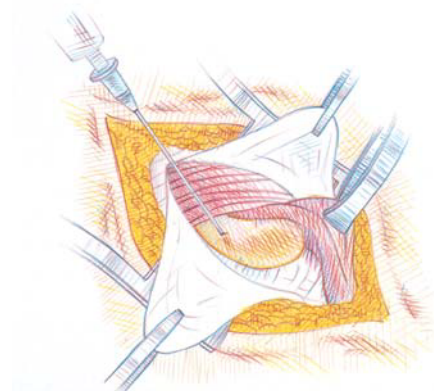
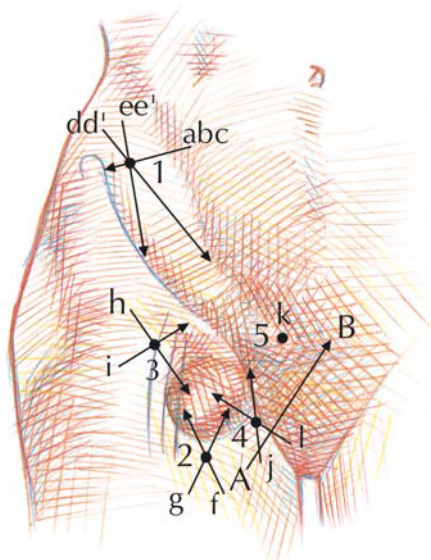


Fig. C  
Infiltración de anestésico local cerca del cuello de un saco indirecto y en la región del anillo profundo.  
(Imagen reproducida de Martin Kurzer)

*Hernia crural.*  
 1, punto iliaco: abc, infiltración de la pared hacia la fosa iliaca interna; dd' y ee', infiltraciones subcutáneas y subaponeuróticas.  
 2, punto cribiforme, desde el que infiltra f y g, bajo la aponeurosis.  
 3, punto femoral, para inyectar, profundamente, h-i, entre los vasos y la hernia.  
 4, punto obturador -el más importante por ser menos peligroso. j-l, inyecciones hacia la cara posterior de la tumoración y el ligamento de Gimbernat y anillo crural.  
 5, k, punto hipogástrico, hacia el espacio prevesical.



## Anestesia local para las hernias crurales

Se procederá con los conceptos generales, aplicados a la región; la figura muestra los puntos de localización y de punción para la infiltración.

### Comentario personal

El buen manejo y elección del método ideal para la anestesia local en las herniorrafias va a depender, como todo en cirugía, de la experiencia en su aplicación por parte del cirujano. Es conveniente comenzar con pacientes adultos delgados, bien informados y conformes con el procedimiento. Es desaconsejable, desde mi punto de vista, empeñarse en utilizar anestesia local en enfermos obesos o con gran panículo adiposo.

En España, y a pesar de lo que se prodiga en las reuniones sobre cirugía ambulatoria, son pocos los centros y cirujanos que la utilizan, y en otros centros, como en el que ejerce Rutkow, en Estados Unidos, utilizan casi de forma sistemática la anestesia epidural.

Las técnicas protésicas, mínimas en destrucción tisular, sin resección del saco, sin tensiones, son ideales para realizarlas bajo este tipo de anestesia. Una vez dominada por el cirujano reporta grandes satisfacciones.

## Capítulo 11

### La anestesia en la hernia inguinal: el punto de vista del anestesista

Juan Soliveres Ripoll  
José Ricart Santacruz

#### Introducción

La hernia inguinal representa una de las patologías quirúrgicas más frecuentes y aunque no suele comportar riesgo para la vida del paciente, excepto en caso de incarceration/estrangulación, es muy molesta, pudiendo llegar a ser incapacitante.

La benignidad relativa del proceso, unido a su elevada incidencia y prevalencia y a la existencia de otras patologías quirúrgicas que precisan soluciones prontas, llevan a que se puede generar una larga lista de espera para la solución definitiva del problema: la cirugía.

Hasta hace relativamente poco tiempo, un problema de la cirugía de la hernia ha sido la estancia hospitalaria prolongada en el tiempo; así, en una revisión de 1986 sobre 120.000 cirugías de hernia inguinal en el Reino Unido, había una estancia hospitalaria media de los pacientes de alrededor de una semana, tiempos de hospitalización que han ido disminuyendo (de 8,7 días en 1990 a 4,4 días en 1992 en Suiza).

Esto ha sido posible debido a las nuevas técnicas quirúrgicas y anestésicas, en especial gracias a la anestesia local con la que no se observan diferencias en cuanto a las com-

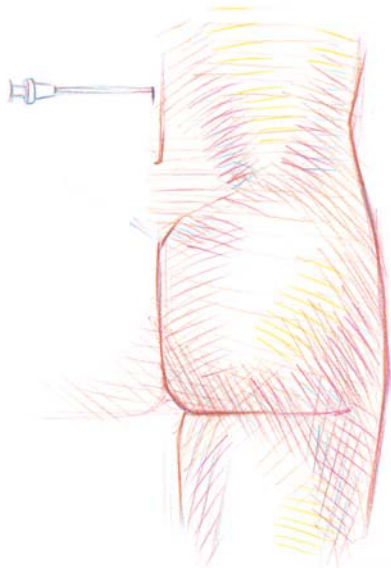
plicaciones, y posibilitan estancias postoperatorias de hasta 85 minutos de media y una importante reducción de costos.

La elección de la técnica anestésica es, junto a la cirugía, el determinante de la duración del acto quirúrgico, de la estancia hospitalaria, de las posibles complicaciones, de la comodidad del paciente, de la disminución de la demora quirúrgica e, incluso, de la misma posibilidad de la realización de la intervención, dado que se pueden realizar técnicas anestésicas menos cruentas en pacientes de alto riesgo, que en otras circunstancias y, dada la benignidad del proceso, podrían ser rechazados para la cirugía.

#### Técnicas anestésicas

##### Anestesia general

Es sin duda el tipo más comúnmente utilizado en el ámbito del quirófano, aunque, si nos ceñimos a patologías concretas, muchos pacientes se pueden beneficiar de otros tipos de técnicas, como son las locorreregionales que, cuando están indicadas, incrementan la comodidad y la seguridad de la cirugía. Como más adelante veremos, la ci-



*Punción, previa anestesia de la piel en el espacio interespinoso, a nivel lumbar, los espacios empleados de forma mas habitual, son: L2-L3, L3-L4 ó L4-L5.*

*El decúbito lateral y la sedestación, del paciente son las dos posiciones que se emplean con mayor frecuencia.*

*La colocación del paciente en sedestación es útil en obesos y para realizar un bloqueo en silla de montar (anestesia intradural baja), una vez sentado se deben tener elevadas las rodillas, manteniendo los pies del enfermo bien apoyados obteniendose así la flexión espinal máxima.*

*Si colocamos al paciente en decúbito lateral, el lado afecto debe quedar en declive y la columna vertebral horizontal con respecto al plano de la mesa de quirófano.*

*La palpación de las crestas ilíacas es la referencia anatómica más importante, la línea imaginaria que las une pasa por la apofisis espinosa de L4 o por el espacio intervertebral L4-L5.*

rugía de la hernia inguinal es una de estas patologías que se pueden beneficiar de otros tipos de anestesia.

Aunque depende del estado previo de los pacientes, se puede administrar cualquier tipo de anestesia general, teniendo en cuenta que los objetivos que se deben perseguir, aparte de la consecución de una anestesia adecuada, son el disminuir la estancia hospitalaria del paciente y mejorar su comodidad. Así, se recomiendan técnicas, utilizando fármacos de vida media corta (gases como sevoflurano o desflurano, opiáceos como el remifentanilo), o recurrir a la TIVA (*total intravenous anesthesia*) con perfusión continua de propofol y remifentanilo sin utilizar gases. Todas estas técnicas proporcionan una anestesia quirúrgica adecuada con tiempos de recuperación aceptables, aunque mayores que en el caso de realizar anestesia local.

Se debe prestar especial atención a la cirugía laparoscópica para la reparación de la hernia inguinal que habitualmente se realiza bajo anestesia general, aunque hay alguna publicación en la que se ha elegido anestesia locoregional con buenos resultados e, incluso, se recomienda frente a la anestesia general.

La cirugía laparoscópica es igual de efectiva que la abierta; se reducen los requerimientos analgésicos postoperatorios y el paciente puede retornar a su actividad normal antes que con técnicas abiertas, aunque no hay diferencias en cuanto a la estancia hospitalaria y el retorno al trabajo cuando se compara con técnicas abiertas con anestesia general.

Si hay una buena selección de pacientes, se pueden beneficiar de esta técnica, aunque no está exenta de riesgos anestésicos, añadiéndose a los de la anestesia general los propios del neumoperitoneo, como alteraciones de la compliancia respiratoria o enfisema subcutáneo. Debido a ello, aparentemente una técnica local con cirugía abierta es más beneficiosa que la cirugía laparoscópica para la reparación de la hernia inguinal bilateral.

## **Anestesia regional**

Cuando hablamos de anestesia regional, nos referimos a la anestesia epidural o intradural, siendo dos técnicas ampliamente utilizadas para este tipo de cirugía. La elección de epidural/intradural se realiza en función de la habilidad del anestesiólogo y la edad del paciente, debido a la incidencia distinta de cefalea postpunción dural, sobre todo en pacientes jóvenes. Por tanto, nuestra recomendación, en caso de elegir una de estas técnicas, es la de realizar anestesia epidural en pacientes jóvenes e intradural en pacientes de más edad, quedando a criterio del anestesiólogo responsable establecer el margen de edad para la realización de una técnica u otra.

Ambas técnicas reúnen la ventaja de que el paciente no se somete a una anestesia general, fundamentalmente en pacientes ancianos, con lo que evitamos alteraciones ventilatorias, aunque con técnicas espinales altas también puede haberlas.

Entre las ventajas de la anestesia locoregional destacan una mejor recuperación en el postoperatorio inmediato, requiriendo menos cuidados de enfermería al tratarse de un paciente completamente despierto, menor estrés quirúrgico, eliminación de los inconvenientes de la anestesia general (sedación residual, náuseas y vómitos).

Como inconvenientes, nos encontramos con que en ocasiones la técnica puede no ser totalmente efectiva, necesitando suplementar la anestesia locoregional con sedación profunda o anestesia general, ya que el paciente se encuentra totalmente despierto; esto exige coordinación del equipo quirúrgico, evitando ruidos, comentarios impropios y situaciones que puedan alarmar al paciente, teniendo en cuenta que es más estresante intervenir a un paciente despierto que a uno que esté bajo los efectos de la anestesia general. Por otra parte, el paciente puede querer no enterarse de nada, con lo que habrá

que realizar una sedación del mismo o recurrir a la anestesia general; así mismo, hay que prever los efectos secundarios de los anestésicos locales, la posibilidad de lesión de estructuras nerviosas, la recuperación lenta del bloqueo y otros efectos colaterales como la cefalea postpunción dural, la retención urinaria y la hipotensión ortostática.

### Anestesia local

Cuando se plantea la cirugía de la hernia inguinal bajo anestesia local, muchas veces se piensa en un paciente anciano o con grandes contraindicaciones para otro tipo de anestesia y en el que no queda más remedio que realizar esta técnica. Nada más lejos de la realidad, pues cada vez más autores recomiendan la anestesia local como técnica de elección para este tipo de cirugía.

Entre las ventajas de la anestesia local, encontramos una reducción en la estancia hospitalaria:

- recuperación precoz
- mejor comodidad
- buena tolerancia
- una mejor función ventilatoria
- una disminución del riesgo quirúrgico utilizable en todo tipo de hernias susceptibles de cirugía, incluso en las bilaterales y con poco riesgo anestésico. Todo esto lleva a esta a ser considerada de elección en pacientes colaboradores.

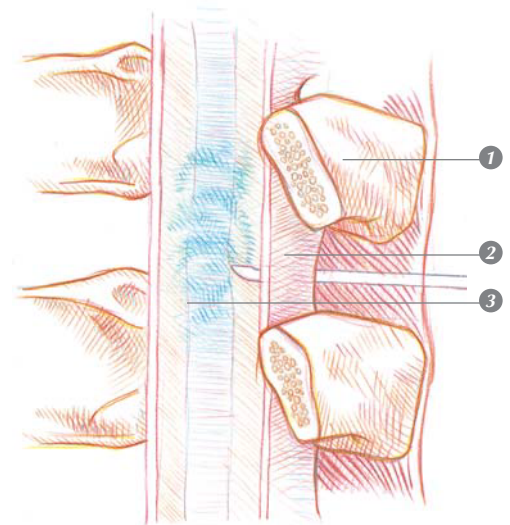
Los inconvenientes de la anestesia local estriban en las complicaciones propias del anestésico (dosis elevada, mezclas anestésicas de eficacia dudosa o la adición de adrenalina), así como el dolor de la infiltración y la mala colaboración del paciente, siendo estas últimas situaciones solventadas con una explicación adecuada de la técnica, de sus ventajas e inconvenientes y de una sedación ligera del paciente.

Las técnicas regionales están ampliamente descritas y quedan fuera del ámbito de este

capítulo. Nuestra recomendación es la utilización de una anestesia por infiltración progresiva del campo quirúrgico con lidocaína o mepivacaína. Se ha intentado utilizar mezclas diferentes de anestésicos, con el fin de mejorar el bloqueo anestésico y disminuir los efectos secundarios posibles derivados de la toxicidad propia de los mismos. Se han probado anestésicos nuevos sin observar diferencias con técnicas clásicas o diluyendo las soluciones anestésicas con dextranos sin resultado e, incluso, añadiendo ketorolaco a la solución anestésica (sin obtener beneficios frente a las vías clásicas intravenosa o intramuscular), o añadiendo triamcinolona sin éxito; aunque sí se recomienda la utilización limitada de mezclas con adrenalina en la solución anestésica, debido a la taquicardia inducida por la misma por absorción sistémica y a la posibilidad de inducir arritmias, especialmente, en pacientes susceptibles.

Sin duda, un momento de especial estrés para el paciente es el de la infiltración de la solución anestésica, sobre todo cuando se va infiltrando progresivamente el campo operatorio, según el paciente note dolor. Se han utilizado diversas técnicas para reducir este hecho, como son la aplicación de EMLA (un gel que se coloca por aposición sobre la piel, aproximadamente media hora antes de la incisión y que proporciona anestesia de la misma) con buenos resultados; aunque cada día más, se aboga por la sedación del paciente (profunda o superficial); lo que proporciona amnesia de la infiltración y permite minimizar la respuesta del paciente frente a posibles zonas con anestesia no óptima, permitiendo su infiltración con una comodidad máxima para el paciente.

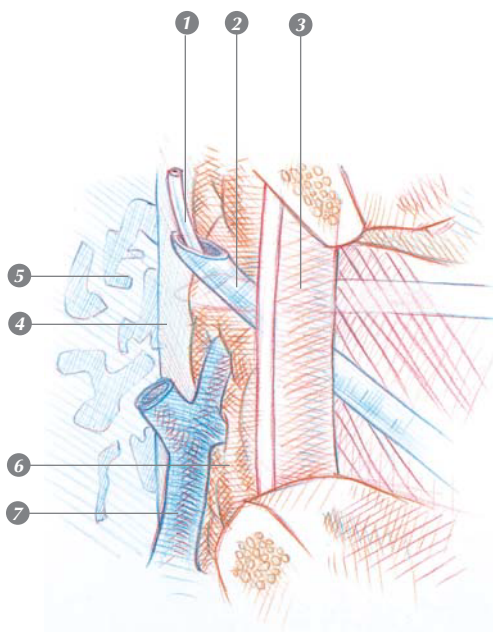
Cuando se realiza anestesia local con sedación, se puede realizar de forma superficial (sedación consciente); es decir, con el paciente tranquilo, pero despierto, o una sedación profunda (sedación inconsciente). Dada la farmacopea actual disponible, nosotros



*La anestesia epidural, consiste en situar a través de una punción en los mismos espacios que en la raquídea (intradural), en el espacio epidural, perforando únicamente el ligamento amarillo y no la duramadre.*

*Visto desde un plano transversal el espacio epidural es un triángulo cuya base sería la dura y su vértice quedaría posterior en la misma línea media.*

1. Lámina.
2. Ligamento amarillo.
3. Duramadre.



*Detalle de la entrada del catéter a través, del fiador, que se aloja en el espacio virtual epidural.*

*Esta técnica, con respecto a la anestesia intradural, ofrece algunas ventajas:*

*Posibilidad de alargar tiempos, al poder ir administrando las dosis; al mismo tiempo, algún efecto indeseable como la retención urinaria postoperatoria es mucho menor con ella que con la intradural, por lo que para algunos autores es la ideal en la hemiorrafía ambulatoria, cuando se ha deshechado la anestesia local.*

*1. Catéter.*

*2. Aguja.*

*3. Ligamento amarillo.*

*4. Duramadre.*

*5. Espacio subdural.*

*6. Grasa epidural.*

*7. Vasos epidurales.*

recomendamos una sedación profunda, sobre todo al inicio de la intervención quirúrgica, con el objetivo de anular la respuesta del paciente a la infiltración del anestésico local y conseguir una adecuada amnesia. De los fármacos disponibles, nos inclinamos por el propofol y el midazolam, siendo el primero el de primera elección, pudiéndose añadir un opiáceo a dosis bajas, como el fentanilo, al inicio de la intervención o el remifentanilo en perfusión continua, con el objetivo de disminuir las dosis de propofol o midazolam empleadas. Se debe prestar especial atención al cuidado de la vía aérea, puesto que estamos ante un paciente que tiene una incidencia más elevada de depresión respiratoria, pudiéndose utilizar una mascarilla facial con oxígeno suplementario o unas gafas nasales. Otro fenómeno con el que nos podemos encontrar es la tos del paciente, que habitualmente revierte profundizando ligeramente la sedación del mismo.

La monitorización requerida para este tipo de anestesia es la estándar de toda cirugía: SpO<sub>2</sub>, ECG continuo y presión arterial no invasiva, siendo opcional el uso del capnógrafo, que se puede acoplar a la mascarilla facial en uno de los orificios de la misma, en el caso de disponer de un capnógrafo de tipo *ímain stream*, o colocar la sonda en dicha mascarilla en caso de disponer del tipo *ísíde stream*. Si bien es cierto que las cifras de EtCO<sub>2</sub> obtenidas por estos métodos no reflejan el nivel de CO<sub>2</sub> del paciente, sí son de utilidad por detectar los movimientos respiratorios del mismo, con lo cual nos aseguramos, junto con la oximetría de pulso, de conocer en todo momento el estado ventilatorio del paciente. Por otra parte, se puede utilizar una mascarilla facial en la que se administre óxido nítrico con el fin de disminuir los requerimientos de otros fármacos, aun-

que se debe prestar especial atención a la pulsioximetría, debido a la posibilidad de administrar una mezcla hipóxica.

## Dolor postoperatorio

El dolor postoperatorio es un hecho en muchos pacientes sometidos a cirugía de la hernia inguinal y se han realizado numerosos estudios al respecto para disminuir el mismo. El dolor postoperatorio sigue siendo un problema, a pesar del uso intra o preoperatorio de opiáceos, AINES (antiinflamatorios no esteroideos) y anestésicos locales, y parece independiente de la técnica quirúrgica empleada.

Los pacientes jóvenes puntúan más alto (refieren mayor dolor) que los ancianos en las escalas de medición del mismo.

Parece ser que la infiltración con anestésico local en la zona de la incisión quirúrgica proporciona buena analgesia postoperatoria cuando se realiza anestesia general, especialmente, con un anestésico local nuevo, la ropivacaína, así como el bloqueo del nervio ilioinguinal e hipogástrico, aunque no hay diferencias cuando se usa anestesia local solamente. Incluso, se ha probado la perfusión de morfina epidural para aliviar el mismo con malos resultados o la administración repetida de bolos de bupivacaína a través de un catéter subcutáneo, también con pobres resultados.

Por tanto, parece razonable la realización de la técnica quirúrgica con anestesia local o con otro tipo de anestesia, pero realizando una infiltración de la herida quirúrgica con un anestésico local y administrando un régimen analgésico postoperatorio con AINES o metamizol, y, en caso de mal control del dolor, utilizando opiáceos por vía sistémica.