

Uso de los materiales de sutura en el cierre de las laparotomías

Dres. Luis Cimarra ¹, Carlos Acevedo ², Mario Bounous ³, Daniel Bordes ⁴

Resumen

Se realiza una puesta al día acerca del uso de los materiales de sutura en el cierre de las laparotomías, analizando los aspectos básicos de la cicatrización, las diferentes suturas disponibles en el mercado, los criterios para la selección del material y las técnicas quirúrgicas de elección para su uso. Dada la lenta cicatrización fascial, se destaca en este tejido en particular la gran importancia del tipo de material a utilizar. Se ha comprobado una mayor incidencia de eventraciones con el uso de los glicólidos multifilamentos en comparación con los monofilamentos no absorbibles (nylon y polipropileno) teniendo estos últimos algunas desventajas menores de baja incidencia. Se enfatizan las buenas propiedades de los modernos monofilamentos absorbibles (polidioxanona y poligluconato) con una incidencia de eventraciones comparable a la de los monofilamentos no absorbibles y sin los inconvenientes descriptos para éstos. La técnica de sutura continua con tomas de 1 cm, avanzando de a 1 cm, y respetando una relación longitud del hilo/longitud de la herida no menor de 4/1 se asocia a una baja incidencia de eventraciones. Se concluye que la sutura continua de polidioxanona o poligluconato es actualmente el procedimiento de elección en la mayoría de los casos de cierre de laparotomías. Aquellos pacientes que presentan numerosos factores de riesgo de dehiscencia se beneficiarían probablemente del uso de sutura continua de nylon o polipropileno, o bien del agregado de puntos de retención de estos materiales.

Palabras clave: Laparotomía
Suturas
Cicatrización de heridas

Summary

The authors review the use of suture material in laparotomy closing, analysing basic scarring factors, different sutures available in the market, criteria for material selection and elective surgical techniques for their use. Due to the slow fascial scarring, the selection of material is very important in this tissue in particular. There is evidence of a higher incidence of eventrations with the use of multifilament glycolides as compared to non-absorbable monofilaments (nylon and polypropylene); these latter have some minor disadvantages of lower incidence. The authors point out good properties of modern absorbable monofilaments (polydioxanone and polygluconate) with an incidence of eventration comparable to that of non-absorbable monofilaments and without their inconveniences. The technique of continuous suture with 1 cm intakes, advancing 1 cm at a time and respecting a length of string/length of wound not inferior to 4/1, is associated to a low incidence of eventration. Authors conclude that continuous suture with polydioxanone or polygluconate is at present the elective procedure in most laparotomy closing cases. Those patients presenting many risk factors for dehiscence would probably benefit from the use of continuous suture with nylon or polypropilene, or from the adding of retention stitches with these materials.

Introducción

A partir de la aparición en el mercado de la primera sutura sintética absorbible en 1971, el ácido poliglicólico, y posteriormente en 1974 la poliglactina, comenzó una verdadera revolución en materia de suturas quirúrgicas, poniendo al servicio del cirujano más y mejores materiales ⁽¹⁾

Clinica Quirúrgica "A". Prof. F. Crestanello

1. Asistente de Clínica Quirúrgica.

2. Residente de Clínica Quirúrgica.

3. Ex Profesor Adjunto de Clínica Quirúrgica, Profesor Adjunto del Depto. de Emergencia del Hospital de Clínicas.

4. Ex Asistente de Clínica Quirúrgica

Correspondencia: Dr. Luis Cimarra. Tobas 3530, apto. 3. Montevideo CP 12.000, Uruguay.

Presentado en la Sociedad de Cirugía del Uruguay el 11 de octubre de 1995.

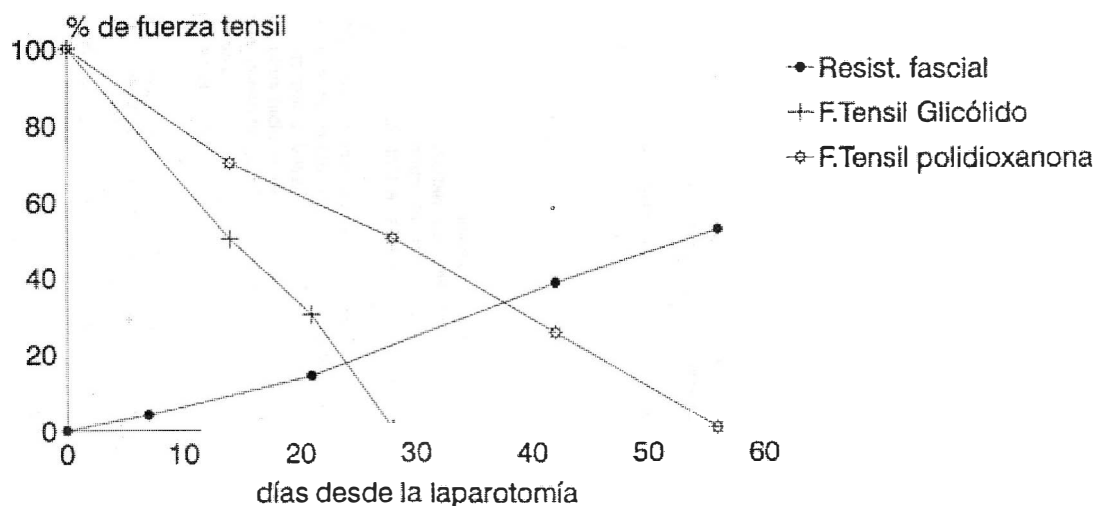


Figura 2. Evolución comparada de las fuerzas tensiles de la fascia y de los materiales de sutura.

Sin embargo, pese a esto y pese a los notables avances de la cirugía y de las especialidades médicas que colaboran con ella, aún hoy el índice de eventraciones o hernias incisionales es relativamente elevado ⁽²⁻⁴⁾.

La etiología de las eventraciones es multifactorial, y sería ingenuo creer que los nuevos hilos de sutura lo resuelven todo (figura 1) ⁽⁵⁾.

Los planos músculo aponeuróticos de la pared abdominal son tejidos con una preponderante función de resistir tensiones mecánicas elevadas y dado que el componente fascial, verdadero plano de resistencia, tiene una muy lenta cicatrización y por lo tanto lenta ganancia de fuerza tensil, es fundamental seleccionar aquella sutura que proporcione el apoyo tensil necesario en este lapso. Es así que tanto el material como la técnica al utilizarlo son, en este tejido en particular, de primordial importancia.

En esta revisión nos proponemos exponer en forma actualizada y sucesivamente los aspectos básicos de la cicatrización fascial, el estudio de los materiales de sutura actualmente disponibles, los criterios para la selección del material, las técnicas quirúrgicas para el buen uso de los hilos, y finalmente las recomendaciones prácticas científicamente fundamentadas para el cirujano gene-

ral, buscando contribuir a disminuir el porcentaje de eventraciones.

Cicatrización fascial

Al igual que para la mayoría de los tejidos, la cicatrización fascial consta de tres etapas bien definidas:

1. Fase de respuesta inflamatoria aguda: tiene lugar del día 0 al día 5. La herida se infiltra por un exudado inflamatorio, depositándose en ella leucocitos, monocitos, macrófagos, proteínas plasmáticas y fibrinógeno que se transforma en fibrina. Durante esta fase la resistencia tensil de la herida depende exclusivamente del material de sutura.
2. Fase de fibroplasia: tiene lugar del día 5 hasta aproximadamente el día 14. Según Powanda ⁽⁶⁾ el fibrinógeno se acumula en el lugar de la herida durante la primera o segunda semana de la operación, y en presencia de enzimas liberadas desde la sangre y las células en los tejidos circundantes forma la fibrina. Esta aumenta la fuerza tensil de la herida y estimula la proliferación y el crecimiento de los fibroblastos". Los fibroblastos producen colágeno, y mediante la aposición de éste, comienza la

Tabla 1. Suturas monofilamento absorbibles

<i>Material</i>	<i>Fabricante</i>	<i>Nombre</i>
Catgut simple/cromado	Ethicon	Catgut
	USSC	Surgigut
Poliglecaprone 25	Ethicon	Monocryl
Polidioxanona	Ethicon	PDS II
Poligluconato	Davis & Geck	Maxon

ganancia de fuerza tensil de la herida en forma progresiva.

3. Fase de maduración: desde el día 14 y hasta el final de la cicatrización. La cicatriz experimenta la reorientación y el remodelado de las fibras colágenas. Durante dicho proceso la ganancia de fuerza tensil es incesante, aunque lenta, deteniéndose aproximadamente luego de un año ⁽⁵⁾.

La fascia es uno de los tejidos más fuertes de la economía ⁽⁷⁾. Sin embargo, la velocidad o tasa de ganancia de fuerza tensil de una cicatriz fascial es extremadamente lenta, sólo quizá superada por el tejido tendinoso ⁽⁷⁻⁹⁾. La herida, rara vez, o probablemente nunca recupera el 100% de la resistencia del tejido normal, si bien se aproxima en más del 90% al término de un año ^(9,10).

Es así que mientras que la mayoría de los tejidos a los 14 días han ganado suficiente fuerza tensil (lo cual permite por ejemplo que la resistencia del material sea de importancia secundaria en las suturas digestivas), la fascia necesita mucho más tiempo de apoyo ⁽⁷⁾.

En términos de porcentaje de la resistencia de tejido sano, tenemos que la cicatriz fascial presenta ^(8,9)

- En 7 días: < 5%
- En 3 semanas: < 15%
- En 2 meses: 40%
- En 1 año: aproximadamente 90%

Partiendo de la base que los tejidos conectivos densos son unas diez veces más fuertes de lo necesario para absorber las tensiones de la vida diaria, "en muchas situaciones clínicas incluyendo la mayor parte de las incisiones abdominales, 15% de la resistencia final a la tensión puede ser suficiente para tolerar el esfuerzo normal" ⁽⁸⁾.

Quedaría así establecido un mínimo de porcentaje de resistencia de la cicatriz fascial que se alcanza— como vimos— en tres semanas, admisible en condiciones de esfuerzo "normal o basal", para las incisiones abdominales en general y en ausencia de otros factores de riesgo de dehiscencia.

Por debajo de dicho lapso la resistencia depende casi exclusivamente de la sutura. Es fácil advertir que en presencia de incisiones o pacientes de alto riesgo de eventración serán necesarios porcentajes de resistencia mayores y lapsos más prolongados de apoyo a la cicatriz.

De estas consideraciones surge entonces la necesidad de comparar la curva de ganancia de fuerza tensil de la cicatriz fascial con las curvas de pérdida de fuerza tensil de las suturas absorbibles, hecho este bien estudiado desde hace muchos años ^(7,11). De este aspecto y del estudio de la biofísica de los diferentes hilos surgirá la indicación del material.

Materiales de sutura disponibles

Suturas absorbibles

Las suturas absorbibles son definidas por la USP de EEUU como "un hilo estéril producido a partir de colágeno de mamíferos saludables o bien de un polímero sintético. Es capaz de ser absorbido por tejido mamífero vivo, pero puede ser tratado para modificar su resistencia a la absorción. Puede estar impregnado o recubierto por un agente antimicrobiano adecuado. Puede estar teñido con un aditivo colorante siempre y cuando éste haya sido aprobado por la FDA" ⁽¹²⁾.

La velocidad de pérdida de fuerza tensil y la velocidad de absorción de estas suturas son fenómenos independientes y no superponibles; en general la primera es mucho mayor que la segunda ^(8,12,13).

Las tablas 1 y 2 muestran la clasificación de las suturas absorbibles.

Catgut simple

Consiste en fibras de colágeno natural con 98% de pureza obtenidas a partir de submucosa intestinal bovina o serosa intestinal ovina, hiladas

Tabla 2. Suturas multifilamento absorbibles

<i>Material</i>	<i>Fabricante</i>	<i>Nombre</i>
Acido poliglicólico	Davis & Geck	Dexon
Poliglactina 910 rec.	Ethicon	Vicryl
	USSC	Polysorb
Poliglactina absorción rápida	Ethicon	Vicryl Rapide

electrónicamente hasta lograr una hebra monofilamento ⁽¹²⁾.

Es un material con escasa fuerza tensil, siendo su carga máxima de ruptura según exigencias de la USP de 2,77 kg para el calibre 0 y de 3,8 kg para el 1 ⁽¹³⁾. Su fuerza tensil al cabo de 10 días es de 0, en tanto que la absorción completa se produce recién a los 70 días en base a la digestión enzimática leucocitaria. Desencadena una reacción de cuerpo extraño de moderada a importante, lo cual podría favorecer la proliferación de un inóculo bacteriano ^(12,13).

Catgut cromado

Formado por fibras colágenas de idéntica procedencia, tratadas con sales crómicas e hiladas en un monofilamento más oscuro y más resistente a la digestión leucocitaria ⁽¹²⁾. El tratamiento con sales crómicas modifica las propiedades del material, otorgándole una mayor fuerza tensil (a los 20 días) y una absorción más lenta (completa a los 90 días). La reacción tisular es más leve que con el material no tratado ⁽¹²⁾.

Poliglecaprone 25

Se trata de un copolímero sintético absorbible compuesto por 25% de caprolactona y 75% de glicolida. Este material lanzado en el mercado en 1992 fue concebido para eliminar los inconvenientes del catgut y sustituirlo con ventajas. Es flexible, con poca memoria, anudado seguro, buen deslizamiento tisular y mínima reacción tisular. Tiene mayor resistencia que el catgut (50% a los 7 días, 20% a los 14 días y 0 a los 21 días) y su absorción se completa en 90–120 días por hidrólisis simple. Este material ya ha sido estudiado en forma experimental y clínica sin complicaciones ni efectos adversos ⁽¹⁴⁾.

Acido poliglicólico y poliglactina 910 recubierta

Son materiales globalmente comparables en cuanto a sus propiedades biofísicas y sus aplicaciones en el cierre de laparotomías, con algunas

ventajas para la poliglactina, por lo cual nos referiremos a ésta para su descripción.

La sutura de poliglactina 910 recubierta consiste en un copolímero sintético de ácido láctico y glicólido trenzado en multifilamento y recubierto por una mezcla en partes iguales de poliglactina 370 y estearato de calcio, lo cual le confiere propiedades lubricantes. Es un material flexible y de fácil manejo, con poca memoria, anudado fácil y seguro (los nudos del ácido poliglicólico son más inestables), y un fácil pasaje a través del tejido favorecido por su recubrimiento (el ácido poliglicólico desliza mal, aun el recubierto). La reacción tisular es leve.

Son materiales fuertes, siendo su carga mínima de ruptura según exigencias USP, de 3,9 kg para el calibre 0 y de 5,8 kg para el calibre 1 ⁽¹³⁾. Sin embargo, pierden rápidamente su fuerza tensil luego de implantados en el tejido: conservan 50% en 2 semanas, 30% en 3 semanas y 0 en 4 semanas. La reabsorción se completa en 60–90 días, mediante hidrólisis simple por imbibición acuosa, resultando metabolitos atóxicos (ácido láctico y glicólido) de excreción urinaria. La imbibición provoca ya precozmente luego de implantada la sutura un elongamiento de la misma, por lo cual debe ser bien ajustada al colocarla. Su condición de multifilamento puede favorecer la infección bacteriana y además resultar relativamente traumatizante en su pasaje tisular ("efecto sierra").

Poliglactina recubierta de absorción rápida

Consiste en una sutura común de poliglactina 910 recubierta, irradiada con rayos gamma, con lo cual se acelera notablemente su absorción. Esta particularidad permite su uso en la sutura cutánea en pediatría, evitando el engorroso procedimiento de la retirada de los puntos en niños pequeños. No tiene aplicación en el cierre de laparotomías.

Tabla 3. Suturas monofilamento no absorbibles

<i>Material</i>	<i>Fabricante</i>	<i>Nombre</i>
Poliamida o nylon	Ethicon	Ethilon
	USSC	Monosof
	Davis & Geck	Dermalon
		Tanza
Polipropileno	USSC	Surgipro
	Ethicon	Prolene
Acero inoxidable	Ethicon	Ethi-pack

Tabla 4. Suturas multifilamento no absorbibles

<i>Material</i>	<i>Fabricante</i>	<i>Nombre</i>
Seda quirúrgica	Ethicon	Silk
	USSC	Sof silk
Lino quirúrgico		
Nylon trenzado	Ethicon	Nurolon
Poliéster trenzado	Ethicon	Mersilene
Poliéster trenzado recubierto	Ethicon	Ethibond

Polidioxanona de segunda generación y poligluconato

Son suturas en todo comparables entre sí en sus propiedades biofísicas y en sus aplicaciones en el cierre de laparotomía. Describimos la polidioxanona, que por el momento es el único disponible en nuestro medio.

Diversos estudios de hace ya varios años demostraron las ventajas de la sutura de polidioxanona de primera generación ^(15,16). Actualmente disponemos de un material mejorado, la polidioxanona de segunda generación ^(17,18).

Se trata de un poliéster o polímero de polidioxanona, extruido en monofilamento. Es un material suave y flexible, con escasa memoria, de muy fácil manejo y excelente deslizamiento tisular. Los nudos son seguros, pero se requieren varios al igual que para los monofilamentos no absorbibles. Desencadena una muy escasa reacción tisular y es muy resistente a la infección bacteriana. Su fuerza tensil es muy elevada, mayor que los glicólicos, teniendo las mismas exigencias USP de carga mínima de ruptura ⁽¹³⁾. Sin embargo, y a diferencia de estos últimos, la pérdida de fuerza tensil es mucho más lenta: conserva 70% en 2 semanas, 50% en 4 semanas, 25% en 6 sema-

nas y 0 en aproximadamente 8 semanas. Su absorción se completa en seis meses mediante hidrólisis simple por imbibición acuosa.

No hay diferencias sustanciales en las propiedades del poligluconato con respecto a la polidioxanona de segunda generación; la elección entre uno u otro dependerá de las preferencias del cirujano ^(19,20).

Suturas no absorbibles

Son definidas por la USP como "hilos de material adecuadamente resistente a la acción de tejido mamífero vivo. Pueden estar compuestos de uno o múltiples filamentos de metal, fibras orgánicas o sintéticas, convertidas en un hilo por hilado, retorcimiento o trenzado. Cada hilo es uniforme en diámetro a lo largo de la hebra dentro de las normas USP para cada tamaño. Puede ser incoloro, con color natural o teñido con tinte aprobado por FDA. Puede o no ser recubierto y tratado o no para capilaridad" ⁽¹²⁾.

Estos materiales no son absorbidos, digeridos ni hidrolizados en términos generales, y la pérdida de fuerza tensil, si bien se produce a muy

largo plazo en algunos de estos materiales, no tiene importancia práctica.

En las tablas 3 y 4 se clasifican las suturas no absorbibles.

Lino

Consiste en fibras largas del vegetal homónimo retorcidas en un hilo multifilamento. El calibre uniforme de la hebra no puede ser controlado adecuadamente (riesgo de ruptura en los puntos delgados). Es fuerte, y su anudado es seguro con sólo dos nudos. No se reabsorbe ni pierde apreciable fuerza tensil a corto y mediano plazo. Desliza relativamente bien en el tejido. Suele despertar una considerable reacción tisular, y a veces es mal tolerado. Es totalmente inapropiado en presencia de infección, debido a que es un multifilamento, no absorbible, y a que despierta importante reacción de cuerpo extraño.

Seda

La seda quirúrgica consiste en filamentos de seda cruda continuos, hilados por la larva del gusano de seda al hacer su crisálida, purificados para eliminar gomas (sericina) y ceras naturales, trenzados en un hilo multifilamento, teñido de negro con tinte vegetal, e impregnado y recubierto con una mezcla especial de ceras.

Se trata de un material con escasa fuerza tensil, pérdida completa de la misma en un año, y reabsorción completa en general después de los dos años. El anudado de la hebra es seguro con pocos nudos. Desliza mal en el tejido, aunque el recubrimiento de ceras mejora este aspecto. Despierta una reacción tisular moderada, y al igual que el lino es inapropiada en presencia de infección.

Poliamida o nylon

Es un polímero sintético obtenido por síntesis química y extruido en un hilo monofilamento resistente y no capilar. Se trata de un material extremadamente fuerte, que sólo pierde 15% de fuerza tensil por año. Se degrada por hidrólisis en el tejido en forma muy lenta. Es flexible y elástico, pero con mucha memoria; su anudado requiere muchos nudos. Desliza perfectamente en el tejido. La reacción tisular es mínima, la mayoría de las veces casi inexistente. Es un material útil en presencia de infección por ser monofilamento y prácticamente inerte, a pesar de su condición de no absorbible.

Como inconveniente relativo los nudos pueden resultar molestos en pacientes delgados.

Polipropileno

Se trata de un polímero de propileno insaturado cristalino extruido en un hilo monofilamento de flexibilidad mejorada ⁽¹²⁾.

Tiene elevada fuerza tensil, la cual nunca pierde. No se degrada en ninguna circunstancia y tiene una excelente tolerancia tisular. Es flexible y desliza bien, pero tiene mucha memoria, lo cual hace engorroso su manejo. El anudado requiere muchos nudos. A diferencia del nylon tiene muy poca elasticidad, por lo cual se debe evitar la tracción brusca. Tiene buenas propiedades en presencia de infección. Existe vasta experiencia con este material, que se utiliza desde el año 1969 ⁽²¹⁾.

Acero inoxidable

Se trata de una aleación de hierro-níquel o hierro-cromo utilizable en monofilamento o en multifilamento retorcido. El acero inoxidable tiene propiedades interesantes: máxima fuerza tensil que nunca pierde, no se degrada, bien tolerado, buen deslizamiento tisular y resistencia a infección. Sin embargo tiene inconvenientes muy importantes: anudado dificultoso, fracturas en dobleces, torcimientos o nudos, efecto de "corte" en los tejidos dada su rigidez, manejo difícil y riesgo de horadación de piel o vísceras por las puntas de los nudos en sujetos delgados.

Multifilamentos sintéticos

El nylon trenzado no difiere en sus propiedades de las descritas para el nylon simple, salvo que aumenta considerablemente el volumen de material a utilizar y presenta intersticios que facilitan la proliferación bacteriana; no se utiliza en el cierre de laparotomía. El poliéster trenzado común y el recubierto presentan idénticos inconvenientes que no justifican su uso en el tema que nos ocupa. Todas estas suturas tienen indicaciones específicas que en la mayoría de los casos escapan a la cirugía general.

Criterios para la selección del material

Dado que el plano natural de resistencia de la pared abdominal es el músculo-fascial, y en especial las aponeurosis de los músculos anchos, el tema está centrado fundamentalmente en cómo y con qué suturar este plano. Analizaremos el segundo aspecto.

La sola descripción de algunos materiales ya desaconseja rápidamente su uso en el cierre de la laparotomía:

- El catgut simple o cromado están contraindicados.

dos en la reparación aponeurótica ⁽²²⁾, dado que al momento del mínimo exigido basal de resistencia de la cicatriz fascial (15% igual a 21 días) ambos tienen una resistencia tensil de cero. Se agrega a esto su relativa debilidad (baja carga mínima de ruptura) ⁽¹³⁾, y su potencial de reacción tisular, lo cual puede favorecer la infección. Su uso eventual quedaría limitado a la sutura peritoneal, ligaduras vasculares superficiales, sutura de la fascia superficialis y panículo adiposo, aunque en todos estos ítems es ampliamente superado por el poliglecaprone.

- La sutura de poliglecaprone 25 también está contraindicada en el cierre de la pared abdominal ⁽¹⁴⁾, debido fundamentalmente a su rápida pérdida de fuerza tensil, la cual es de cero a los 21 días. Sustituye con ventajas los usos del catgut.
- El lino y la seda tienen importantes inconvenientes: mala tolerancia, alto riesgo de infección, y por lo tanto mayor riesgo de dehiscencia.
- El acero inoxidable tiene inconvenientes tan importantes, ya descriptos, que exige de mayores comentarios ⁽²²⁾.
- Los multifilamentos sintéticos trenzados no absorbibles ya se mencionaron como no apropiados en el cierre de laparotomías.

La discusión actual está centrada entre los monofilamentos no absorbibles (nylon y polipropileno), los monofilamentos absorbibles de última generación (polidioxanona y poligluconato), y los multifilamentos absorbibles (ácido poliglicólico y poliglactina).

Es innegable la vasta experiencia y los buenos resultados obtenidos en el cierre fascial de laparotomías con nylon y polipropileno a lo largo de los años, particularmente en incisiones de alto riesgo de dehiscencia (medianas) con un bajo porcentaje de eventraciones ⁽²²⁻²⁶⁾. Los nuevos materiales sintéticos absorbibles han tenido que usar como patrón de referencia los buenos resultados de estos hilos y tratar de superarlos.

Sin embargo, algunos autores han comunicado porcentajes no despreciables de fistulización del material y de dolor crónico asociados a estos monofilamentos no absorbibles ^(3,19).

Dado su bajo costo y su manejo más cómodo es preferible optar por el nylon (tanza de pescar), si se selecciona este tipo de material.

El ácido poliglicólico y la poliglactina (glicólicos) son materiales absorbibles que pierden en sólo dos semanas más de 50% de su fuerza tensil, conservando a los 21 días (lapso crítico de mínima resistencia admisible de la cicatriz: 15%) tan solo 30% de la misma. Está bien establecido

en la literatura internacional que su uso se asocia a una incidencia significativamente mayor de eventraciones que con los materiales no absorbibles ^(19,27-29). Por otra parte, el porcentaje de infección de la herida operatoria es mayor con el material trenzado que con el monofilamento ^(22,29-32). La mayor incidencia de infección aumenta por sí sola la frecuencia de eventraciones ⁽²⁻⁵⁾.

- La polidioxanona de segunda generación y el poligluconato surgen como materiales monofilamento destinados a evitar los inconvenientes de los glicólicos. Estas suturas retienen en forma más prolongada la resistencia tensil, conservando a los 21 días 60%-70% de la misma, y luego de un mes aún mantienen el 50% ^(33,34). Tanto con la polidioxanona como con el poligluconato se han obtenido excelentes resultados en el cierre de laparotomías, con una incidencia de eventraciones, aun en las incisiones medianas, estadísticamente similar a la de los materiales no absorbibles ^(15-19,29,35). Han sido sugeridas potenciales ventajas en el empleo de estos materiales, tales como menor riesgo de fistulización del material y menor dolor a nivel de la herida operatoria ^(29,36,37).

Una ventaja adicional del uso de suturas absorbibles es que, en caso de fistulización del material o infección localizada del mismo, puede esperarse su curación con medidas conservadoras al reabsorberse el mismo ^(20,22,38). Es de destacar además que la fuerza tensil inicial de estos hilos es muy alta, incluso superior a la del nylon a igualdad de calibres (0 o 1), por ejemplo el PDS II es 40% más fuerte que el Ethilon ⁽³⁸⁾. De esta forma los porcentajes de pérdida de fuerza tensil no redundan en una significativa reducción de apoyo tensil a la cicatriz durante el mayor período de riesgo (primer mes).

En suma, del análisis de la bibliografía existente surge que al menos para el cierre de incisiones de riesgo (medianas y paramedianas) la selección del material estará entre los clásicos monofilamentos no absorbibles y los modernos monofilamentos absorbibles. Las ventajas teóricas de estos últimos podrían hacerlos los materiales de elección en la mayoría de las situaciones de cierre parietal abdominal. Los calibres a utilizar serán siempre el 0 y el 1 ⁽¹⁹⁾.

Técnicas de uso de suturas en el cierre de laparotomías

El uso de la técnica de sutura continua como procedimiento de cierre de la pared abdominal se asocia a una baja incidencia de eventraciones

(19). Este concepto se apoya en consideraciones técnicas (39), experimentación animal (40) y en la experiencia clínica (24,41,42). La sutura continua permite una distribución uniforme de la tensión a lo largo del cierre, previniendo las dehiscencias localizadas, causa de futuras eventraciones. La experimentación en el laboratorio ha podido demostrar que la sutura continua sólo incrementa en 9% la cantidad de material a utilizar (43).

La sutura continua presenta una baja incidencia de eventraciones siempre y cuando la relación "longitud de la sutura / longitud de la herida" sea mayor o igual a 4/1. Una relación menor presenta un muy significativo aumento de la incidencia de eventración con independencia del tipo de material utilizado (29,35,44).

Las tomas con la sutura deben estar por lo menos a 1 cm del borde de la herida y avanzar también con intervalos de 1 cm (20). De esta forma se logra por un lado respetar la relación 4/1 mencionada, evitar el área de actividad de la colagenasa (detectable hasta 5 mm del borde de la herida), y finalmente obtener un buen soporte mecánico (23,45). Tomas relativamente gruesas, mayores o iguales a 1 cm, determinan una menor incidencia de necrosis tisular en el sector incluido en la pasada de la sutura (23,46).

La gran mayoría de las consideraciones precedentes (sutura continua, relación 4/1, tomas gruesas) han sido estudiadas en el cierre de las incisiones medianas, que claramente tienen una mayor tendencia eventrógene (2-4).

El cierre por planos de las incisiones transversas u oblicuas con sutura continua, respetando la relación 4/1 entre sutura y herida, y con tomas al menos de 1 cm y a intervalos de 1 cm, debería proporcionar excelentes resultados, dada la baja tendencia eventrógene de este tipo de incisiones.

¿Cómo debe cerrarse una incisión mediana teniendo en cuenta los puntos analizados? La técnica de cierre en monoplano o cierre en masa de estas incisiones ha demostrado su gran eficacia en la prevención de evisceraciones y eventraciones (19,20,25,29,35,47,48). Esta técnica excluye solamente la piel y el celular subcutáneo.

Los puntos de apoyo, retención o refuerzo, en caso de estar indicados, deben colocarse aproximadamente cada 3 cm, incluyendo gruesas tomas a uno y otro lado de la herida sin incluir la piel ni el peritoneo (20). La tensión de estas suturas no debe ser excesiva, o el mayor riesgo de necrosis anularía los beneficios (49). Estos puntos estarían indicados fundamentalmente cuando se cierra una laparotomía con un glicólido, buscando abatir el mayor riesgo de eventración que de este proceder resulta.

Conclusiones y recomendaciones

Las incisiones transversas u oblicuas deberían cerrarse idealmente con sutura continua por planos de polidioxanona o poligluconato en todas las situaciones clínicas. Ante la no disponibilidad de estos materiales debería optarse por una sutura continua de un glicólido reforzada con suturas de retención de nylon o polipropileno. En esta misma situación, pero en pacientes de alto riesgo de eventración puede ser prudente cerrar únicamente con nylon o polipropileno.

- Las incisiones medianas se cerrarán en monoplano con sutura continua de un material monofilamento: polidioxanona o poligluconato para la mayoría de los pacientes, y nylon o polipropileno para los pacientes de alto riesgo eventrógene. Sólo por excepción y ante circunstancias de no disponibilidad de polidioxanona o poligluconato podrá utilizarse un cierre en monoplano continuo con un glicólido reforzado obligatoriamente con suturas de retención de nylon o polipropileno. Algunos autores han obtenido buenos resultados utilizando una sutura continua de un glicólido más puntos de retención de polidioxanona o poligluconato (20).
- El uso de ácido poliglicólico o de poliglactina estaría formalmente contraindicado en la reparación de hernias y eventraciones. Hasta tanto se demuestre la eficacia de la polidioxanona y del poligluconato en este aspecto, los materiales de elección deberán ser el nylon o el polipropileno.

Bibliografía

1. Artandi C. A revolution in sutures. *Surg Gynecol Obstet* 1980; 150: 235-6.
2. Cameron AEP, Parker CJ, Field ES, Gray RC, Wyatt AP. A randomized comparison of polidioxanone (PDS) and polypropylene (Prolene) for abdominal wound closure. *Ann R Coll Surg Engl* 1987; 69: 113-5.
3. Wissing J, Van Vroonhoven TJ, Schatenkerk ME, et al. Fascia closure after midline laparotomy: results of a randomized trial. *Br J Surg* 1987; 74: 738-41.
4. Blomstedt B, Welin Berge T. Incisional hernias. A comparison between midline, oblique and transrectal incisions. *Acta Chir Scand* 1972; 138:275-8.
5. Vidal Sans J. Eventraciones. Procedimientos de reconstrucción de la pared abdominal. Barcelona: Jims, 1986.
6. Powanda MC, Moyer ED. Plasma proteins and wound healing. *Surg Gynecol Obstet* 1981; 153(5): 749-55.
7. Van Winkle W, Hastings JC. Considerations in the choice of suture material for various tissues. *Surg Gynecol Obstet* 1972; 135: 113-26.
8. Madden JW, Arem AJ. Cicatrización de las heridas: características clínicas y biológicas. En: Sabiston DC. Tratado de patología quirúrgica, 13ª ed. en castellano. México: Panamericana, 1986.
9. Peacock EE (Jr), Van Winkle W (Jr). Surgery and biology of wound repair. 2ª ed. Philadelphia: WB Saunders, 1976.
10. Howes EL, Harvey SC, Hewitt WJ. Rate of fibroplasia and differentiation in the healing of cutaneous wounds in different species of animals. *Arch Surg* 1939; 38: 934.
11. Postlethwait RW, Schauble JF, Dillon ML, Morgan J. Wound

- healing –II, an evaluation of surgical suture material. *Surg Gynecol Obstetr* 1959; 108: 555.
12. Manual de cierre de heridas. Colombia: Ethicon, 1985.
13. **Otaolaurruchi JS, Sastre Lorca JJ.** Manual de suturas. Murcia (España). Laboratorios Lorca–Marín, 1993.
14. **Braghetto I, Rappoport J.** Evaluación prospectiva de sutura poliglecaprone 25 (Monocryl) en cirugía general. *Rev Chil Cir* 1994; 46(3): 299–305.
15. **Krukowski ZH, Cusick EL, Engeset J, Matheson NA.** Polidioxanone or polypropylene for closure of midline abdominal incisions; a prospective comparative clinical trial. *Br J Surg* 1987; 74: 828–30.
16. **Gys T, Hubens A.** A prospective comparative clinical study between monofilament absorbable and non absorbable sutures for abdominal wall suture. *Acta Chir Belg* 1989; 89: 267–70.
17. **Trimbos JB, Van Rijssel EJC, Kloppe PJ.** Performance of sliding knots monofilament and multifilament suture material. *Obstetr Gynecol* 1986; 63: 425–30.
18. **Trimbos JB, Booster M, Peters AA.** Mechanical knot performance of a new generation of polidioxanone suture (PDS II). *Acta Obstetr Gynecol Scand* 1991; 70: 157–9.
19. **Trimbos JB, Smit IB, Holm JT, Hermans J.** A randomized clinical trial comparing two methods of fascia closure following midline laparotomy. *Arch Surg* 1992; 27: 1232–4.
20. **Urschel JD.** Laparotomy closure forced with buried polyglyconate retention sutures. *Am J Surg* 1991; 161(6): 687–9.
21. **Hermann RE.** Abdominal wound closure using a new polypropylene monofilament suture. *Surg Gynecol Obstetr* 1974; 138: 84.
22. **Cox CE.** Principios de cirugía: antisepsia, técnicas, suturas y drenes. In: Sabiston DC. Tratado de patología quirúrgica. 13a. ed. México: Interamericana, 1986.
23. **Martyak SN, Curtis LE.** Abdominal incision and closure. A systems approach. *Am J Surg* 1976; 131: 476–80.
24. **Archie JP, Feldtman RW.** Primary abdominal wound closure with permanent, continuous running monofilament sutures. *Surg Gynecol Obstetr* 1981; 153: 721–2.
25. **Waldstrom J, Gerdin B.** Closure of the abdominal wall: how and why? Clinical review. *Acta Chir Scand* 1990; 156: 75–82.
26. **Rubio PA.** Closure of abdominal wounds with continuous non absorbable sutures: experience in 1697 cases. *Int Surg* 1991; 76: 159–60.
27. **Bucknall TE, Ellis H.** Abdominal wound closure: a comparison of monofilament nylon and polyglycolic acid. *Surgery* 1981; 89: 672–7.
28. **Retiet PJ.** A clinical comparison of nylon and polyglycolic sutures for abdominal wound closure. *S Afr J Surg* 1983; 21: 13–6.
29. **Israelsson LA, Jonsson T.** Cierre de la laparotomía media con polidioxanona y nylon: la importancia de la técnica de sutura. *Br J Surg* 1995; 13: 126–8.
30. **Ellis H, Bucknall TE, Cox PJ.** Abdominal incisions and their closure. *Curr Probl Surg* 1985; 22: 1–51.
31. **Bucknall TE, Teare L, Ellis H.** The choice of a suture to close abdominal incisions. *Eur Surg Res* 1983; 15: 59–66.
32. **Mc Geehan D, Hunt D, Chaudhuri A, Rutter P.** An experimental study of the relationship between synergistic wound sepsis and suture materials. *Br J Surg* 1980; 67: 636–8.
33. **Foresman PA, Edlich RF, Rodeheaver GT.** The effect of new monofilament absorbable sutures on the healing of musculoaponeurotic incisions, gastrotomies and colonic anastomoses. *Arch Surg* 1989; 124: 708–10.
34. **Bourne RB, Bitar H, Andreae PR et al.** In vivo comparison of four absorbable sutures: vicryl, dextron plus, maxon and PDS. *Can J Surg* 1988; 31: 43–5.
35. **Kendall SWA, Brennan TG, Guillou PJ.** Suture length to wound length ratio and the integrity of midline and lateral paramedian incisions. *Br J Surg* 1991; 78: 705–7.
36. **Binnie N, Bainbridge CL, Macintyre IMO.** Abdominal wound closure with polydioxanone (PDS). *JR Coll Surg Edinb* 1986; 31: 147–50.
37. **Leaper DJ, Pollock AV, Evans M.** Abdominal wound closure. A trial of nylon, polyglycolic acid and steel sutures. *Br J Surg* 1977; 64: 603–6.
38. **Taylor TV.** The use of polidioxanone suture in midline incisions. *JR Coll Surg Edinb* 1985; 30: 191–2.
39. **Jenkins TPN.** The burst abdominal wound: a mechanical approach. *Br J Surg* 1976; 63: 873–6.
40. **Rodeheaver GT, Nesbit WS, Edlich RF.** Novafil: a dynamic suture for wound closure. *Ann Surg* 1986; 204: 193–9.
41. **Richards PC, Balch CM, Aldret JS.** Abdominal wound closure: a randomized prospective study of 571 patients comparing continuous versus interrupted suture techniques. *Ann Surg* 1983; 197: 238–42.
42. **Gallup DJ, Nolan TE, Smith RP.** Primary mass closure of midline incisions with a continuous polyglyconate monofilament absorbable suture. *Surg Obstetr Gynecol* 1990; 76: 872–5.
43. **Van Rooy J, Trimbos JB.** Total amount of suture material needed for continuous or interrupted wound closure. *Eur J Surg*, in press.
44. **Israelsson LA, Jonsson T.** La relación entre longitud de la sutura y longitud de la incisión y cicatrización de las incisiones de laparotomía media. *Br J Surg* (edición española) 1994; 11: 22–4.
45. **Adamsons R, Musco F.** The chemical dimensions of a healing incision. *Surg Gynecol Obstetr* 1966; 123: 515–7.
46. **Dudley HA.** Layered and mass closure of the abdominal wall. *Br J Surg* 1970; 57: 664.
47. **Rusobsky JR, Evans M, Pollock AV.** Does mass closure of midline laparotomies stand the test of time? A random control clinical trial. *Ann R Coll Surg Engl* 1985; 67: 159–61.
48. **Schoetz DJ Jr, Collier JA, Veidenheimer MC.** Closure of abdominal wounds with polydioxanone. A prospective study. *Arch Surg* 1988; 123: 72–4.
49. **Barhett LC.** Pressure necrosis in the primary cause of wound dehiscence. *Can J Surg* 1985; 28: 27–30.