

# SUTURAS

Tróchez, Pablo A.

## RESUMEN

Cada día la cirugía dermatológica adquiere mayor importancia. Es por ello que el dermatólogo debe elegir el tipo de sutura a emplear con base en un conocimiento previo de las diferentes indicaciones y propiedades de esta. Se revisa brevemente la historia de las suturas y su papel en la cicatrización de una herida; se enumeran sus propiedades dependiendo del tipo de sutura (absorbibles y no absorbibles) y de otras alternativas para el cierre de heridas como son las grapas y las cintas adhesivas; se recuentan los principales tipos de agujas de sutura de empleo dermatológico y se indican las suturas más comúnmente empleadas en nuestro hospital.

**Palabras Clave:** Sutura, sutura absorbible, sutura no absorbible.

## INTRODUCCION

### Definición

La sutura ideal es aquella que se maneja fácilmente y forma nudos seguros, causa inflamación mínima de los tejidos y no promueve la infección. Además, se estira y se acomoda según el edema<sup>1</sup>. (Aún no existe)

### Historia

Los indios suramericanos utilizaban las tenazas de las hormigas y los griegos enhebraban los pelos de la crin y cola de los caballos en huesos afilados. Sin embargo podríamos dividir la evolución histórica en tres etapas:

- Desde la antigüedad hasta Halstead y Lister;
- de 1890 a la Segunda Guerra Mundial; y
- desde 1940 a la actualidad<sup>2</sup>.

La primera descripción escrita sobre suturas empleadas para procedimientos operatorios, se encuentra registrada en el papiro Edwin Smith, el documento quirúrgico de mayor antigüedad que se conoce. Este aporte de la literatura egipcia está fechado en el Siglo 16 A.C.. Allí se hace referencia al uso de cuerdas y de intestinos de animales para ligar y cerrar, tan atrás en la historia como el año 2000 A.C..

Galeno (75 D.C.) fue el primero en experimentar con lo que hoy llamamos catgut, (material conformado por tejido intestinal

ovino). Pero se da el crédito a Rhazes de Arabia, en el año 900 D.C., por ser el primero en emplear el *Kitgut* para cerrar heridas abdominales. La palabra árabe *Kit* significa el "violín de un maestro de danzas". En aquellos tiempos, las cuerdas de los violines, llamadas "*Kitstrings*", se elaboraban a partir de los intestinos de ovinos. Se ha especulado que Rhazes las utilizó para suturar<sup>3</sup>. El término más exacto de "tripa quirúrgica" (surgical gut) ha reemplazado el término "catgut"<sup>4</sup>.

En 1869, Lister desarrolló los conceptos de impregnar con ácido crómico al catgut y el de esterilizar los materiales de sutura. Halstead proclamó las ventajas de la seda sobre el catgut al inicio de este siglo y como resultado, la seda se convirtió en el material de sutura más común en la práctica quirúrgica<sup>5</sup>.

## SUTURAS

### Papel en la cicatrización

Las suturas funcionan primordialmente manteniendo una herida cerrada y promueven la cicatrización durante el tiempo en que es más vulnerable. El proceso puede ser afectado por la cantidad de material de sutura utilizado, el tipo de sutura, la técnica usada y la tensión ejercida sobre ésta. Este proceso de cicatrización ha sido dividido en 3 etapas: 1. fase inicial (días 0-5<sup>o</sup>) donde la fuerza tensil de la cicatriz es mínima; 2. fase de fibroplasia, (días 5<sup>o</sup>-14<sup>o</sup>) donde ocurre un rápido incremento en la fuerza tensil y 3. fase de maduración (día 14 hasta el final de la cicatrización) donde hay remodelación del tejido conectivo. Un aspecto importante es que solamente el 7% de la fuerza tensil final de la herida se adquiere a las 2 semanas, y la fuerza óptima nunca llega a más de un 80% de la resistencia de la piel intacta<sup>1</sup>.

### Propiedades

La sutura ideal debería amoldarse a todas las circunstancias.

Características importantes incluyen el manejo fácil, la posibilidad de formar nudos seguros, y una alta fuerza tensil. Es más, debería ser capaz de estirarse para acomodarse al edema y luego encogerse hasta su longitud visible y razonablemente económica. (Ver cuadro No. 1)<sup>1</sup>.

### I. Características Físicas

Las *configuración* de una sutura describe si es monofilamentosa (Figura No. 1) o multifilamentosa (Figura No. 2). Las multifilamentosas vienen trenzadas y son generalmente más fáciles de manejar y anudar, pero tienen la tendencia a albergar bacterias entre sus fibras lo cual aumenta el riesgo de infección.

Pablo A. Tróchez MD, Residente III Dermatología  
Universidad del Valle  
Sección de Dermatología, Cali

Cuadro No. 1. Propiedades de las suturas.	
<b>I. Características físicas de una sutura</b>	
Configuración Física Capilaridad Habilidad de absorción de fluidos Diámetro (calibre) Fuerza tensil Fuerza del nudo Elasticidad Memoria	
<b>II. Características de manejo</b>	
Ductilidad ("Pliability") Halón de tejido * Anudamiento * Deslizamiento del nudo * * Relacionados con el Coeficiente de fricción	
<b>III. Características de la reacción tisular</b>	
Reacción fibrosa e inflamatoria celular Potenciación de infección Reacción alérgica	
Reproducido de Bennett R.G. J Am Acad Dermatol 1988. (Ref No. 3)	

La **Capilaridad** se refiere a la capacidad de la sutura para transportar líquido desde la parte inmersa y húmeda hasta el extremo seco y no inmerso.

La **capacidad de absorción de fluidos**, es diferente de la anterior, porque se refiere a la habilidad de una sutura para absorber líquido cuando se encuentra inmersa. Las dos cualidades anteriores se correlacionan con la tendencia de la sutura de tomar y retener bacterias. El material trenzado tiene una mayor capilaridad y capacidad de absorción.

El **diámetro (calibre)** de las suturas se mide en milímetros, y para la mayoría de suturas cutáneas se expresa en tamaños USP con ceros. Debe hacerse notar que no todos los tamaños USP corresponden al mismo diámetro para todas las suturas, por ejemplo un cat-gut 4-0 es más grande que un nylon 4-0.

La **fuerza tensil** se define como el peso requerido para romper una sutura dividido por su área transversal. El estándar para identificar las diferentes fuerzas tensiles de una sutura dada, es determinado por el número de ceros. (Ver Cuadro No. 2)<sup>1</sup>.

La **fuerza del nudo** se determina al calcular la fuerza necesaria para que un nudo se resbale, parcial o completamente. Depende de diversos factores, tales como la capacidad de la sutura para estirarse y de su coeficiente de fricción<sup>1</sup>.

**Elasticidad y plasticidad** son términos importantes en las suturas. La elasticidad es la capacidad intrínseca de la sutura de retomar su forma original y su longitud después de haber sido estirada; le permite expandirse en situaciones de edema, sin llevar a una estrangulación o laceración del tejido. Además, la elasticidad permite que la sutura se encoja durante la contracción de la herida, y así pueda mantener la aposición de sus bordes.

La plasticidad se refiere a cuando un material que se expande al estirarse, no tiende a retornar a su longitud inicial, cuando la fuerza expansora ya no está presente. Por lo tanto cuando el edema de la herida regresa, la sutura muy plástica puede tornarse floja y la aposición de los bordes verse comprometida<sup>1</sup>.

Cuadro No. 2. Comparación de diferentes fuerzas tensiles de suturas.		
Graduación	No absorbible	Absorbible
7	Acero	
6	Poliéster	Acido poliglicólico
5	Nylon (Inofilamento)	Poliglactine 910
4	Nylon (trenzado)	
3	Polipropilene	Polidioxanona
2	Seda	
1		Catgut
1 = Menor fuerza tensil (relativa) 7 = Máxima fuerza tensil (relativa)		

La **memoria** se relaciona con la elasticidad y plasticidad. Se refiere a la capacidad inherente de un material a retornar a su forma inicial después de haber sido manipulado, y generalmente indica rigidez. Una sutura con un alto nivel de memoria es más rígida, más difícil de manejar, y es más susceptible a desamarrarse que una sutura con menos memoria<sup>1</sup>.

## II. Características de manejo

La **ductibilidad** o maleabilidad es un término subjetivo que se refiere a qué tan fácil se puede doblar la sutura. Las suturas más dúctiles son las trenzadas, como la seda<sup>1</sup>.

El **coeficiente de fricción** determina qué tan fácil la sutura se deslizará a través del tejido y se anudará. En otras palabras, mide qué tan resbalosa puede ser. Las suturas con un alto coeficiente de fricción generalmente halan mucho los tejidos; algunas son recubiertas con una capa de polímeros, para disminuir su coeficiente de fricción, el cual también influirá sobre la fuerza necesaria para removerla.

## III. Características de la reacción tisular

La **reactividad tisular** es la respuesta inflamatoria evocada en la herida por una sustancia extraña al cuerpo. Generalmente cuanto más material de sutura se implante, mayor riesgo de reacción tisular. Esta respuesta llega a su pico en los días 2º a 7º y es función del tipo y configuración de la sutura. Materiales orgánicos, como la seda y el catgut, son más reactivos que los sintéticos como el polipropileno. (Ver Cuadro No. 3).

Cuadro No. 3. Comparación de reactividad tisular de diferentes suturas.		
Graduación	No absorbible	Absorbible
7		Catgut
6	Seda, algodón	
5	Poliéster recubierto	Poliglactine 910
4	Poliéster no recubierto	Acido poliglicólico
3	Nylon	
2	Polipropilene	
1	Acero	
1 = Menor fuerza tensil (relativa) 7 = Máxima fuerza tensil (relativa)		

Una fuerza tensil superior y mayor seguridad en los nudos son cualidades importantes, que no solamente reducen el riesgo de que la sutura se quiebre, pero también aminoran la cantidad de material extraño en la herida al permitir usar filamentos más finos y menos nudos, lo que indirectamente minimiza la reacción tisular y las complicaciones infecciosas. De este modo, se ha encontrado que las fibras naturales multifilamentosas como la seda y el catgut tienen una baja fuerza tensil y causan la reacción inflamatoria más fuerte, mientras

**Cuadro No. 4. Equivalencias de las agujas de cirugía plástica.**

Sutura	Tradicional P y PS		Nuevos	
	Códigos	Agujas	Códigos	Agujas Ethiplast
Ethilon	1663T	PS1	1163T	E-24
	1666T	PS2	1166T	E-19
	1667T	PS2	1167T	E-19
	697T	P1	197T	E-11
	968T	P3	198T	E-13
Vicryl	J492G	P3	J112G	E-13
	J493G	P3	J113G	E-13
	J494G	P3	J114G	E-13
Prolene	8663T	PS1	1363T	E-24
	8682T	PS2	1382T	E-19
	8686T	PS2	1386T	E-19
	8697T	P1	1397T	E-11
	8698T	P3	1398T	E-13
Seda Permahand	639T	P1	139T	E-11
	640T	P3	140T	E-13
	641T	P3	141T	E-13

**Cuadro No. 5. Equivalencias de agujas DG vs. ETHICON.**

Descripción Genérica		Davis+Geck	Ethicon	Uso quirúrgico
Círculo	Longitud			
Punta cortante cuticular				
1/2	7 mm	C-21	G-7	Oftalmología
	37 mm	C-9	CP-1	
3/8	12 mm	CE-2	C-3	Ortopedia Cuticular/Oft. Cierre cuticular Cierre cuticular Retención Cierre cuticular
	19 mm	CE-4	FS-2	
	24 mm	CE-6	FS-1	
	77 mm	CF-24	LR	
	60 mm	CS-1	KS	
Punta cortante plástica				
3/8	13 mm	PRE-2	P-3	Plástica Plástica
	19 mm	PRE-4	PS-2	

que los materiales sintéticos monofilamentosos, como el nylon y especialmente el polipropileno, con una mayor fuerza tensil provocan menos reacción inflamatoria. (Ver Cuadro No. 2)<sup>1</sup>.

La absorción ocurre con casi todas las suturas permanentes, a excepción de las de acero inoxidable, poliéster y polipropileno.

La alergia a la sutura se ha reportado en pocos casos de empleo de catgut. Al adicionarle sales crómicas para retrasar la degradación también puede provocarse una reacción alérgica en aquellos que son sensibles a los cromatos<sup>1</sup>.

**Esterilización**

Son empacadas ya sea con óxido de etileno o con radiación ionizante de cobalto 60<sup>1</sup>.

**Materiales de sutura**

**I. Absorbibles:** Una sutura absorbible generalmente se define como aquella que pierde gran parte de su fuerza tensil en 60 días después de su implantación. Sin embargo esta pérdida no indica una completa absorción, ya que el catgut puede persistir por años en el tejido. Las suturas absorbibles más comunes en la actualidad son sustancias sintéticas (Ver Cuadro No. 6).

**Cuadro No. 6. Equivalencias de materiales DG vs. ETHICON**

Nombre Genérico	Marca DAVIS+GECK	Marca ETHICON
Catgut cromado	Catgut Crom.	Catgut Crom.
Catgut simple	Catgut Simp.	Catgut Simp.
Sut. sintética absorbible		
trenzada de ácido poliglicólico	Dexon	Vicryl
Sut. sintética absorbible		
monofilamento de poligliconato	Maxon	PDS
Seda negra trenzada	Seda Anacap	Seda Permahand
Monofilamento de nylon	Dermalon	Ethilon
Nylon trenzado siliconizado	Surgilon	Nurolon
Monofilamento de polipropileno	Surgilene	Prolene
Monofilamento de polibutílester	Novafil	
Sut. de poliéster trenzado		
siliconizado	Ticron	Ethibond
Acero multifilam. conductor		
recubierto con polímero		
fep-electrodo marcapaso	Flexon	Steel
Acero monofilamento-esternón	Steel	Steel

Son en su mayor parte utilizadas en formas intradérmica o subcutánea para reducir la tensión en los bordes de la herida. Condiciones específicas de los pacientes tales como un aumento en la temperatura corporal, presencia de infección, deficiencias proteínicas, etc. pueden acelerar el declinamiento de la fuerza tensil y producir una más rápida absorción de las suturas<sup>1</sup>. Existen diferentes tipos:

**Catgut.** Producto natural, derivado de la capa submucosa de intestino de ovinos y de la capa serosa del intestino de bovinos. Aunque se compone en gran parte de puro colágeno, puede contener contaminantes como fibras musculares y mucoproteínas. Las sales crómicas que se le añaden interactúan con el colágeno para volverlo más fuerte y resistente a la degradación. Siempre se empaca mojado en alcohol para evitar que se quiebre. Su uso ha disminuido debido a su poca fuerza tensil, poca estabilidad *in vivo* del nudo y alta reacción tisular. El catgut retiene fuerza tensil significativa sólo por 4 a 5 días. Sin embargo, el catgut cromado tiene una absorción retardada y produce menor reactividad tisular comparado con el catgut simple; retiene su fuerza por 2 a 3 semanas y puede ser utilizado en las capas altas de un cierre de piel. Las enzimas proteolíticas lisosomales de los polimorfonucleares, degradan el catgut empezando a las 12 horas después de implantado y llegando a su máximo a los 3 días. A los 7-10 días las células gigantes y otros fagocitos invaden y remueven gran parte de los restos. Generalmente se puede hallar alternativas preferibles al catgut, debido a que los materiales sintéticos tienen una menor reacción tisular y una absorción más predecible<sup>3, 1</sup>.

**Acido Poliglicólico.** Este polímero del ácido glicólico introducido en 1970, fue la primera sutura sintética disponible, reconocida por su alta fuerza tensil y de nudos seguros, además de tener una absorción retardada y una disminución en la producción de reactividad tisular, comparada con el catgut.

En estudios en animales, a las suturas de ácido poliglicólico se les encontró una pérdida de fuerza tensil de más o menos el 40% después de 7 días. A los 15 días, habían perdido más del 80% de su fuerza original.

Finalmente al día 28 este material sólo tenía el 5% de su fuerza tensil original y estaba completamente disuelto hacia los días 90 a 120. Se produce menos respuesta inflamatoria, comparada con la digestión proteolítica sufrida por el catgut, debido a que el ácido poliglicólico es degradado a CO<sub>2</sub> y H<sub>2</sub>O por

hidrólisis, fenómeno acelerado por enzimas de los macrófagos y otras células del infiltrado inflamatorio<sup>3,1</sup>. En la forma de monofilamento es rígido y difícil de manipular y por ello existe una presentación trenzada, que facilita el manejo. También está disponible con un recubrimiento sintético, para suavizar su paso a través de los tejidos y los anudamientos. Existe con un nuevo recubrimiento sintético de policaprolato, recientemente diseñado para mejorar su manejo. Puede ser incoloro o teñido de verde.

**Acido Poligláctico o Poliglactin 910.** Introducida en 1974, esta sutura es un copolímero de los ácidos láctico y glicólico, fabricada con una cubierta de poligláctico 370 y estearato de calcio. Este lubricante le provee de su magnífica maniobrabilidad y suave anudamiento. Estudios técnicos han demostrado que el ácido poliglicólico solamente tiene una leve fuerza tensil mayor y seguridad de nudo con respecto al poliglactin 910, pero que son insignificantes clínicamente. La sutura retiene solamente el 8% de su fuerza tensil original a los 28 días; sin embargo, la completa absorción del ácido poligláctico es más expedita, y ocurre entre los días 60 a 90; es degradado por hidrólisis al igual que todos los poliésteres sintéticos y así causa reacción tisular mínima. Es trenzado y viene ya sea en la forma clara o en una coloreada de violeta. En cirugía de piel, la forma teñida generalmente es visible por debajo de la superficie cutánea. Las suturas de ácidos poliglicólico y poligláctico intracutáneas raramente son expulsadas transdérmicamente, o por la zona cicatrizal, salvo que se coloquen muy cerca a la superficie<sup>3,1</sup>.

**Polidioxanona.** Este polímero hecho de paradiioxanona, se comercializó por su fuerza tensil más prolongada *in vivo*, comparado con los ácidos poliglicólico y poligláctico. La polidioxanona retiene el 74% de su fuerza tensil a las 2 semanas, 58% a las 4 semanas, y 41% después de 6 semanas. Por lo tanto, puede ser útil en situaciones donde se requiere fuerza tensil prolongada. La polidioxanona es hidrolizada más lentamente que otros sintéticos absorbibles, y la absorción completa ocurre aproximadamente a los 180 días después de su implantación, aunque sus reacciones a cuerpo extraño fueron reportadas como mínimas. La polidioxanona puede ser adquirida ya sea incolora o en hebras teñidas color violeta; es fabricada como una sutura monofilamentosa y por lo tanto tiene una menor afinidad para albergar organismos bacterianos. Una desventaja es que es más difícil de utilizar que las trenzadas debido a su rigidez intrínseca, fuera de costar un 14% más que los ácidos poliglicólico y poligláctico. La polidioxanona II es un producto más nuevo, que tiene una rigidez disminuida y un manejo más suave, mientras conserva las cualidades de fuerza tensil de la original<sup>3,1</sup>.

**Carbonato de Polimetileno.** Este monofilamento sintético es el material absorbible más nuevo en el mercado. Se desarrolló para combinar la excelente fuerza tensil de la polidioxanona con una mejora sustancial en las propiedades de manejo. El carbonato de polimetileno provee un soporte de la herida por un período alargado, con un promedio de retención de fuerza del 81% a los 14 días, 59% a los 28 días y 30% a los 42 días. La absorción completa por hidrólisis se lleva a cabo entre los días 180 y 210, con reacción tisular mínima; además es más flexible y manejable, con un 60% menos de rigidez que la polidioxanona. Tiene un costo un 7% mayor que los ácidos poliglicólico y poligláctico. Sin embargo, su

fuerza mejorada y su maniobrabilidad la hacen la sutura absorbible de elección<sup>3,1</sup>.

**II. No absorbibles:** Las suturas no absorbibles generalmente se definen como materiales filamentosos que son apropiadamente resistentes a la degradación en el tejido vivo de un mamífero. Sin embargo, el término no absorbible es relativo, debido a que muchas de ellas eventualmente son degradadas. Las suturas no absorbibles más comunes, utilizadas en la actualidad son la seda, nylon, polipropileno, poliésteres trenzados y polibutilester.

**Seda.** Su materia prima son los filamentos protéicos naturales creados por la larva del gusano de seda (*Bombyx mori*), originario de la China y que pertenece a la familia de los *Bombycidae* de los Lepidópteros, habita normalmente en el árbol de la morera cuando construye su capullo. Como la seda cruda es blanca, la quirúrgica se tiñe de negro con un colorante vegetal. La seda moderna es trenzada, suave y tal vez es el material de sutura más fácil de manejar y anudar. Desafortunadamente tiene la menor fuerza tensil de todos los materiales existentes, que disminuye progresivamente en el curso de 1 año y se absorbe al final de 2 años. Evoca una mayor respuesta inflamatoria que cualquier otra sutura a excepción del catgut. La seda además tiene una alta capilaridad, cualidad debida a su trenzamiento, y deberá ser evitada en áreas predispuestas a la infección (v.gr. extremidades distales). En cirugía cutánea, puede ser utilizada alrededor de los párpados y labios, donde permanecerá plana, dará irritación mínima y existe un potencial bajo para infección<sup>3,1</sup>.

**Algodón quirúrgico.** Es extraído de fibras de celulosa natural, las cuales son retorcidas para formar un hilo y liberadas de impurezas naturales (ceras, materiales pectinosos, arena, pigmentos y material proteínico vegetal); luego se decolora para producir un hilo blanco. Es el más débil de los materiales no absorbibles comúnmente empleados, pero gana fuerza tensil al ser humedecido, lo que se realiza antes de ser empleado. Como la seda, el algodón puede ser usado en la mayoría de los tejidos del cuerpo. Una vez implantado, el algodón pierde el 50% de su fuerza tensil a los 6 meses, pero aún conserva el 30 ó 40% de su fuerza al final de dos años.

**Lino.** Suturas fabricadas con fibras largas de lino, retorcidas, ocasionalmente son empleadas en cirugía gastrointestinal, mas no en dermatología. El diámetro de los hilos de lino no puede ser controlado adecuadamente y su fuerza tensil es inferior a la de otros materiales no absorbibles.

**Nylon.** Usada desde 1940, es una fibra sintética de un polímero de poliamida y fue la primera sutura sintética, siendo el monofilamento no absorbible más ampliamente utilizado en cirugía cutánea. Es popular por su alta fuerza tensil, excelentes propiedades elásticas, poca reacción tisular y bajo costo. Su principal desventaja es su gran memoria, lo que obliga a realizar un alto número de nudos (3-4) para sostener el punteo en su lugar. Existen presentaciones embebidas en alcohol para disminuir su memoria y aumentar su flexibilidad. Las suturas de nylon trenzado, multifilamentosas son muy poco utilizadas en cirugía cutánea debido a su incremento en la tasa de infección. Sin embargo, el trenzado las hace más flexibles y más fáciles de manejar. Aunque el nylon es clasificado como sutura no absorbible, sí se degrada parcialmente por hidrólisis a una tasa muy lenta. Estudios en conejos han demostrado que el nylon implantado retiene el 89% de su fuerza tensil

original al cabo de 1 año y un 72% a los 2 años; para entonces, el proceso de hidrólisis está aparentemente estabilizado. Moloney encontró suturas que retenían los 2/3 de su fuerza tensil original después de 11 años. Por lo tanto el nylon debería ser clasificado apropiadamente como sutura de lenta absorción más que como una sutura absorbible. Un estudio comparando nylon monofilamentoso claro y ácido poliglicólico como suturas intratisulares, demostró menos respuesta clínica inflamatoria con el nylon que con las de ácido poliglicólico. Las suturas de nylon claro intracutáneas, son utilizadas por algunos cirujanos para prevenir la ampliación de una cicatriz, ya que retiene su fuerza tensil por tan largo tiempo. Otro estudio demostró que el polipropileno prevenía el estiramiento postoperatorio comparado con el ácido poliglicólico, en heridas bajo tensión. Las suturas de nylon monofilamento se pueden adquirir de color negro, verde o claras<sup>3,1</sup>.

**Polipropileno.** Esta es una sustancia formada por la polimerización del propileno mediante una catálisis. Es extremadamente inerte, con una reactividad tisular y fuerza tensil comparables con las del nylon. Tiene una superficie muy resbalosa, con baja adherencia a tejidos, lo cual es ideal para realizar suturas continuas intradérmicas porque tiende a salir suavemente en el momento del retiro. Su extrema suavidad compromete la seguridad de los nudos, los que deben hacerse extras, para compensar esta desventaja. Se caracteriza especialmente por su plasticidad: cuando ocurre edema, la sutura se estira para acomodarse a la herida y por lo tanto, no producirá cortes en el tejido; pero tiene la desventaja de que al ceder el edema, la sutura no recobra su posición inicial y permanece floja. Puede ser adquirida de color azul, el cual está dado por una tinción de talocianina de cobre, o incolora. Este material cuesta aproximadamente un 13% más que las suturas de nylon monofilamentoso<sup>3,1</sup>.

**Poliésteres trenzados.** Estas fibras de poliéster son polímeros formados por condensación y polimerización del nylon. Los poliésteres trenzados (tereftalato de polietileno) fueron fabricados para proveer la misma alta fuerza tensil y baja reactividad tisular de los monofilamentos, pero con cualidades mejoradas en el manejo y seguridad de los nudos. Las suturas de poliéster pueden ser o no recubiertas. Existen poliésteres trenzados no cubiertos, que tienen una superficie rugosa que produce tirones al ser deslizados a través de los tejidos y cuando se anudan. Con el fin de disminuir este problema fueron desarrollados los poliésteres recubiertos con polibutilato. No son utilizados de rutina debido a sus costos más altos y la susceptibilidad de la cubierta a quebrarse después de anudado<sup>3,1</sup>.

**Polibutiléster.** Es la sutura no absorbible más nueva y es un copolímero termoplástico compuesto de tereftato de poliglicol y tereftato de polibutileno. De tipo monofilamento, fue diseñada para ser más fuerte, menos rígida y poseer un menor coeficiente de fricción comparadas con las de nylon o polipropileno. Una cualidad única del polibutiléster es su elasticidad: tiene la capacidad de estirarse un 50% de su longitud con cargas de solamente el 25% del nivel de rompimiento del nudo. A cargas similares, las fibras de nylon solamente estiran un 25%. La elasticidad a bajas cargas posee la ventaja clínica de permitir la elongación de las suturas cuando hay edema en la herida y mantener la tensión cuando éste se resuelve. Esta característica reduce el potencial de producción de marcas de sutura y de cortes. Siendo un monofilamento, induce poca

reacción inflamatoria cuando se implanta en la piel. El costo del polibutiléster es aproximadamente equivalente al del polipropileno<sup>3,1</sup>.

**Acero inoxidable.** Puede adquirirse como monofilamento o multifilamento. Se utiliza una fórmula de aleación de acero 316L (L (low) para bajo en carbón) empleada en toda fabricación de suturas de alambre de acero inoxidable. No debe usarse cuando se esté contiguo a una prótesis de aleación diferente, debido a la posibilidad de una reacción electrofísica desfavorable. Es relativamente inerte y tiene una alta fuerza tensil. Algunos autores recientemente lo han propuesto como sutura continua intradérmica en cara; sin embargo la desventaja estaría en que si la sutura se quiebra al retirarla, quedaría un cuerpo extraño; además su rigidez hace que no se amolde perfectamente a la línea de la herida lo cual podría llevarnos a daño tisular e infección. Otro problema es su difícil manejo, además de que otros estudios sugieren alguna acción de corte.

Su diámetro va desde 0.0031 pulgadas (equivalente a 6-0 U.S.P) hasta 7 U.S.P. equivalentes a un diámetro de 0.0403 pulgadas.

Las puntas en el hilo pueden romper guantes y así anular la técnica estéril, o traumatizar el tejido. Por esta razón, el empaque ha jugado una parte importante en el desarrollo de productos de acero quirúrgico<sup>3,6</sup>.

## AGUJAS QUIRURGICAS

Al cirujano actual se le ofrecen más de 150 diseños de aguja. Los tres componentes básicos de una aguja quirúrgica son: el ojo, el cuerpo y la punta.

El ojo es la parte de la aguja al que se adhiere el material de sutura y es la de mayor diámetro. La gran mayoría (80%) de las suturas hoy en día son pre enhebradas en fábrica. Es importante para la cirugía cutánea seleccionar la aguja que posea un grosor que iguale con el diámetro del filamento de sutura, de modo que no sea creado dentro del tejido un túnel demasiado ancho. Quiere esto decir, que es el ojo de la aguja y no la hebra, el que determina el tamaño del tracto de la sutura.

El cuerpo define la forma de la aguja y las que se utilizan en cirugía dermatológica casi siempre son curvas, aunque existen también otras rectas, semicurvas, y de curva compuesta, ocasionalmente empleadas. El cuerpo de la aguja visto transversalmente, puede ser redondo, triangular, aplanado o aplanado con los lados también aplanados. Las agujas redondas terminan en punta. Los cuerpos triangulares tienen bordes cortantes en sus tres costados y existen en las formas FS, CE, PRE y SBE. Las agujas P y PS son ovoides y aplanadas arriba y en el fondo y a los lados son redondas, mientras que las nuevas agujas PC también son aplanadas en los costados, produciendo un cuerpo que es cuadrado, rectangular o trapezoidal. Los lados aplanados hacen que haya menor corte lateral a la inserción en el tejido. Los cuerpos de las agujas también tienen unas hendiduras longitudinales en su curvatura interna que permiten un agarre más sólido por parte del porta-agujas. La curvatura es descrita como una fracción de un arco de círculo. Aunque el tamaño 3/8 es normalmente adecuado para los procedimientos cutáneos, el principio importante en se-

leccionar la curvatura es que se sepa donde está la punta de la aguja en todo momento.

La punta y el diámetro transversal de una aguja, son diseñados para el tipo de tejido por el cual la aguja requiere pasar. Para tejido blando y fascia, la aguja cónica, circular en su sección transversal, es óptima. Pero tejidos más duros requieren capacidad de corte y así, hay agujas cuyas puntas son de corte convencional, de corte reverso y de corte reverso con punta redonda.

Las agujas de corte convencional tienen sus bordes cortantes mirando hacia la parte interna de su curvatura, mientras que las agujas de corte reverso tienen una cara plana mirando hacia su curvatura interna, con el borde cortante hacia los lados. Las agujas de corte reverso poseen la ventaja de minimizar el riesgo de rasgar el tejido en dirección perpendicular a los bordes de la herida. Algunos cirujanos piensan que este detalle es de poca significancia práctica. Las agujas de corte reverso grandes son: para piel (For Skin = FS) y de corte (Cutting = CE); deberán ser utilizadas en piel gruesa. Estas generalmente son menos costosas que otras agujas plásticas o cosméticas.

En áreas de importancia cosmética, se recomiendan agujas plásticas (P), piel plástica (Plastic Skin = PS), o premiun (PRE). La aguja de precisión cosmética (PC) es una aguja de corte convencional, con una muy angosta y filuda punta, que puede ser utilizada para trabajo cosmético. El filo extremo de esta aguja asegura un paso suave a través de los tejidos y una mejor colocación de las suturas.

Los cierres faciales generalmente se sugiere realizarlos con suturas de poliglactin 910 calibre 5-0 USP, recubierta y aguja PS-4 o P-3; o con las de ácido poliglicólico recubierto, montado en agujas PR-4 o PRE-2.

La sutura no absorbible para utilizarse en cara sería comúnmente un monofilamento flexible 6-0 de nylon en una aguja PC-1, P-3 o PRE-1. Para piel más gruesa, diferente a la de la cara, se recomiendan el poliglactín 910 o el ácido poliglicólico en calibre 4-0 USP, en agujas FS-2 o CE-4. Últimamente se está preconizando el carbonato de plimetileno con muy buenos resultados como sutura absorbible<sup>3,1</sup>.

Las agujas quirúrgicas plásticas han tenido recientemente cambios en los códigos de presentación, ya que anteriormente las cifras acompañantes a las letras PS, P, PRE, etc. no siempre tenían una significación constante y los nuevos códigos utilizados por algunos laboratorios, tienen ahora un significado específico. (Ver Cuadros Nos. 4 y 5).

## GRAPAS QUIRURGICAS

Son hechas en acero inoxidable y combinan una alta fuerza tensil y una baja incidencia de reacción tisular y de complicaciones infecciosas. Por estas razones es común utilizar grapas en el cierre de heridas que estén a gran tensión, v.gr. reducciones de cuero cabelludo. En estos casos, las grapas brindan excelente eversión de los bordes de las heridas sin estrangular el tejido y por lo tanto con poca cicatrización "en carrilera". Las grapas además, pueden ser puestas más rápido que las suturas, lo cual es una ventaja en el cierre de heridas lineares.



Fig. No. 1. Microfotografía de 400 aumentos de una sutura monofilamentosa (polipropileno 6/0) vista en microscopio



Fig. No. 2. Microfotografía de 400 aumentos de una sutura multifilamentosa (seda 6/0) vista en microscopio de cámara invertida.

Vienen en dos tamaños, normal y ancho y tienen un dispensador de cartuchos de peso liviano. Existen extractores especialmente diseñados para su remoción, aunque ésta puede lograrse con una pinza hemostática<sup>1</sup>.

## CINTAS PARA CIERRE DE HERIDAS

El beneficio de su empleo es que la superficie de la piel no es penetrada con una aguja y por lo tanto, el trauma iatrogénico es minimizado, además mantienen la integridad de la epidermis, resultando en menor tensión de la herida y son más resistentes a la infección que los materiales de sutura. Debido a que las cintas son incapaces de mantener una aproximación adecuada de los tejidos profundos y de una eversión de los bordes de la herida, son comúnmente utilizadas en combinación con suturas y grapas. Las cintas de piel pueden ser aplicadas a la herida posteriormente a la sutura percutánea o al retiro prematuro de suturas y grapas. Cuando se alterna cinta con sutura o grapas para cerrar una herida, la cantidad de material extraño puede disminuirse. Cualidades importantes de las cintas cutáneas incluyen fuerza tensil, porosidad y adhesividad. La fuerza tensil provee la fuerza necesaria para mantener la aposición de los bordes de la herida. La porosidad puede reducir la formación de gas y de vapor de agua la cual puede impedir una unión segura a la piel. Una sustancia pegajosa, tal como la tintura de benzoína generalmente es aplicada a la superficie de la piel para que promueva la adhesión. Otra sustancia conocida como Mastisol, preparación que contiene una goma pegajosa, ha demostrado ser un adhesivo más fuerte que la benzoína. Algunos fabricantes comercializan sus productos como si no necesitaran Mastisol; sin embargo, se cree que el Mastisol le mejora significativa-

mente su adhesividad a todas. Además la combinación de cinta y Mastisol es esencial en prevenir la dehiscencia de suturas en el momento del retiro de estas. Cuando se utiliza sobre suturas en el momento de la cirugía, las cintas de cierre de herida pueden disminuir la tensión en los bordes y proveen de un ambiente cerrado, previenen la incómoda visibilidad de la herida, y el manejo tedioso de ésta por el paciente, hasta el día en que la sutura se retira. Se aconseja que se mantenga las cintas de cierre de herida secas por lo menos las primeras 24 horas. Ellas generalmente permanecen por una semana o más<sup>3,1</sup>.

---

## SUMMARY

Dermatological surgery importance is growing each day. Because of this, dermatologic surgeon must choose appropriate sutures with previous knowledge of their different applications and properties. This article reviews briefly the sutures history and their role in wound healing as well as their properties

according to type and alternatives of use. Also, it reviews the most important types of surgical needles for dermatological use and it also makes a revision of the most commonly used sutures at our hospital.

**Key Words:** Sutures, absorbable suture, non absorbable suture.

## BIBLIOGRAFIA

1. Moy RL, Waldman B, Hein DW. Review of sutures and suturing techniques. *J Dermatol Surg Oncol.* 1992; 18: 785-795.
2. Camacho F. Materiales de sutura en Hernández Enrique. *Cirugía dermatológica práctica.* UCA Editores San Salvador. El Salvador 1992: 51-65.
3. Bennet RG. Selection of wound closure materials. *J Am Acad Dermatol* 1988; 18: 619-637.
4. Lober CW, Fenske NA, Zitelli JA. Suture materials. Wound dressings. in Roenigk RK, Roenigk HH: *Dermatologic surgery principles and practice.* Marcel Dekker, Inc New York 1989; 85-95, 97-135.
5. Brieger GH. Desarrollo de la cirugía: Aspectos históricos de importancia sobre origen y desarrollo de la ciencia. En: De Sabiston DC: *Tratado de patología quirúrgica de Davis-Christopher* 7a. edición, Nueva Editorial Interamericana S.A. 1981; 1: 1-22.
6. Manual de cierre de heridas de Ethicon 1985.