

318322

17  
29



**Universidad Latinoamericana**

**ESCUELA DE ODONTOLOGIA**  
INCORPORADA A LA  
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

**CORRELACION CLINICA ENTRE  
CICATRIZACION Y TIPOS DE SUTURA**

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE

**CIRUJANO DENTISTA**

**P R E S E N T A :**

**SONIA JACQUELINE ROBLES VARGAS**

MEXICO, D. F.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

1990



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## I N D I C E

	<u>PAGINA</u>
<b>INTRODUCCION</b>	1
<b>CAPITULO I . GENERALIDADES SOBRE SUTURA</b>	3
1.1 CONCEPTO DE SUTURA	3
1.2 TECNICAS DE SUTURA	4
1.2.1 Ligaduras	4
1.2.2 Línea de sutura prima ría	5
1.2.3 Línea de sutura secun daria	7
1.3 COLOCACION DE PUNTOS	8
1.4 ANUDAMIENTO D ELAS SUTURAS	8
1.5 CORTE DE LAS SUTURAS	9
1.6 EXTRACCION DE LAS SUTURAS	10
1.7 CARACTERISTICAS DEL MATERIAL DE SUTURAS	11
1.8 CALIBRES Y RESISTENCIA A LA TRACCION	13
<b>CAPITULO II. TIPOS DE MATERIALES DE SUTURA.</b>	15
2.1 SUTURAS ABSORBIBLES	17
2.1.1 Cátgut quirúrgico sim ple	19
2.1.2 Cátgut quirúrgico cró mico	20
2.1.3 Colágena simple y cró mica	22
2.1.4 Poliglactina 910 no - recubierta y recubier ta	22
2.1.5 Polidioxanona	24

	<u>PAGINA</u>
2.2 SUTURAS NO ABSORBIBLES	25
2.2.1 Seda quirúrgica	27
2.2.2 Seda Virgen	28
2.2.3 Algodón quirúrgico	28
2.2.4 Lino	30
2.2.5 Acero inoxidable	30
2.2.6 Nylon	31
2.2.7 Fibra poliéster no re cubierta y recubierta	32
2.2.8 Polipropileno	34
2.3 MONOFILAMENTOS Y MULTIFILAMEN TOS	35
2.4 NUDOS Y SU FIRMEZA	36
2.5 GRAPAS PARA LIGADURA	38
2.5.1 Grapas para ligadura no absorbible	39
2.5.2 Grapas para ligadura absorbible	42
2.6 GRAPAS QUIRURGICAS	45
2.6.1 Grapas para uso cutáneo	46
2.6.2 Grapas intraluminales	50
2.6.3 Engrapadoras lineales internas	54
<b>CAPITULO III. CICATRIZACION.</b>	57
3.1 CONCEPTO DE CICATRIZACION	57
3.2 REGENERACION.	57
3.2.1 Células Lábiles	58
3.2.2 Células estables	60
3.2.3 Células permanentes	63
3.3 REPARACION POR TEJIDO CONEC TIVO	64
3.3.1 Unión primaria	65
3.3.2 Unión secundaria	68

	<u>PAGINA</u>
3.4 MECANISMOS QUE PARTICIPAN EN LA REPARACION	70
3.4.1 Migración	70
3.4.2 Estímulos para la pro liferacion celular	71
3.4.3 Diferenciación	74
3.5 COLAGENIZACION Y RESISTENCIA DE LA HERIDA	75
3.6 ALTERACIONES EN LA CURACION DE LAS HERIDAS	78
3.6.1 Queloide	79
3.6.2 Granulación exuberante	79
3.7 FACTORES QUE MODIFICAN LA CI- CATRIZACION	80
3.7.1 Factores generales	80
3.7.2 Factores locales	85
<b>CAPITULO IV. ESTUDIO COMPARATIVO DE LOS DIFEREN TES MATERIALES DE SUTURA.</b>	<b>88</b>
<b>CONCLUSIONES.</b>	<b>102</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.</b>	<b>104</b>
<b>BIBLIOGRAFIA.</b>	<b>107</b>

**INTRODUCCION**

El interés de profundizar mis conocimientos en Cirugía Bucal, me llevó a la investigación y elaboración de este trabajo, en el cual he analizado el manejo y características de los diferentes materiales de sutura, así como, la cicatrización de los tejidos.

La elección de los materiales para el cierre de heridas y las técnicas para su uso son factores de primer orden en la restauración de la continuidad y la resistencia de los tejidos lesionados a la tracción, durante el proceso de cicatrización. Por ello, es importante que el Cirujano Dentista tenga el conocimiento de las características de curación de los tejidos que se pretende aproximar, el estado de la herida que se va a cerrar y el probable curso pos-operatorio del paciente.

No puede el Cirujano Dentista menospreciar los estudios de Anatomía, Fisiología e Histología, principalmente oral, así como aquellos de Patología sobre todo tratándose del campo de la Cirugía; ya que la lesión patológica no es sino una respuesta a la desorganización de los tejidos, o alguna alteración de tipo orgánica provocada por agentes intra o extra corporales, ya sea de origen bacteriano, químico o físico. Esto se demuestra, cuando se implantan en los tejidos materiales extraños, incluidas las suturas y las grapas.

El Cirujano tendrá a su disposición varias opciones, una vez que haya tomado en consideración todos los factores señalados. Su elección se podrá basar en la familiaridad que tenga con el material, su facilidad de manejo y otras preferencias subjetivas.

## **GENERALIDADES SOBRE SUTURA**

### **1.1 CONCEPTO DE SUTURA.**

Se dice que es la firma del Cirujano. Viene del latín de la palabra "sucre" y tiene por objeto reconstruir los planos incididos para favorizar la cicatrización.

El verbo suturar equivale al acto de aproximar quirúrgicamente los tejidos y mantenerlos en aposición hasta que ha tenido lugar su curación.

La primera descripción escrita de suturas empleadas en procedimientos quirúrgicos es la registrada en el papiro Edwin Smith, que es el documento más antiguo que se conoce sobre cirugía. Esta obra de la literatura egipcia está fechada hacia el siglo XVI A. de C. También, hay escritos médicos fechados veinte siglos A. de C. que contienen referencias al uso de cuerdas y tendones de animales para ligar y suturar.

Son muy diversos los materiales que se han empleado para ligaduras y suturas a lo largo de los siglos: alambres de oro, plata y tantalio; seda, intestino de gusano de seda, lino, algodón, cerda de caballo y tendones y tejidos intestinales de diversos animales, por mencionar algunos ejemplos. Estos y otros materiales han sido sometidos a tratamientos diversos, con el fin de producir los materiales de sutura que favorezcan al máximo el cierre de las heridas.

**CAPITULO I**

La aproximación precisa de los tejidos del paciente con suturas, para el logro de un cierre óptimo en el menor tiempo posible, requiere la cooperación del fabricante de material de sutura, el personal de enfermería y el cirujano.

1. El fabricante debe esforzarse en producir materiales de sutura que posean la mayor resistencia a la tracción, dentro de las limitaciones de tamaño y garantizando propiedades de manejo adecuadas. Además, debe empacarlos de tal forma que su estado sea óptimo al momento de usarlos.
2. El personal de enfermería debe almacenar, manejar y preparar el material de sutura en forma tal que se conserven la asepsia y la integridad y la resistencia de cada sutura hasta que pasa a manos del cirujano.
3. El cirujano debe elegir y colocar los materiales de sutura adecuados en los tejidos, conforme a los principios que optimicen el cierre de la herida.

## 1.2 TECNICAS DE SUTURA.

### 1.2.1 Ligaduras.-

Es aquella sutura anudada alrededor de un vaso a modo de ocluir la luz del mismo. Este tipo de sutura se emplea para lograr la

hemostasia u ocluir una estructura corporal a modo de evitar el derrame de los líquidos que contiene.

a) Ligadura Libre.

Consiste en una sola hebra de material que se proporciona al cirujano o su ayudante para que ligue un vaso. Se coloca una pinza hemostática en el extremo de la estructura corporal y se anuda la sutura alrededor del vaso bajo la punta de la pinza hemostática. El cirujano aprieta el nudo con sus propios dedos o con la ayuda de un fórceps, teniendo cuidado de no dañar la sutura con el instrumento.

b) Ligadura de Transfixión.

Es una hebra de material de sutura que se ha insertado en una aguja. Se emplea esta última para fijar la hebra al tejido antes de ocluir un vaso de gran calibre o situado en capas profundas. La hebra debe ser de longitud suficiente para permitir que el cirujano apriete el primer nudo.

1.2.2. Línea de sutura primaria.-

Es la de suturas que mantendrán aproximados los bordes de la herida durante la curación por primera intención. Esta línea puede consistir en una sola sutura continua o en un conjunto de puntos interrumpidos.

a) Sutura Continua.

Consiste en un conjunto de puntos que se hacen con una sola he

bra de material de sutura y se anudan únicamente en un extremo de la sutura. No estrangulan los tejidos, siempre y cuando se coloquen aplicando tensión firme, pero no excesiva.

La técnica de sutura continua permite dejar un menor volumen de material extraño en la herida, sin embargo, en caso de que ocurra su ruptura, abarcará a la línea entera.

Es aconsejable el uso de material de sutura de monofilamento cuando se emplea esta técnica en presencia de infecciones. El espacio que hay entre los filamentos múltiples sirve para alojar a los organismos infecciosos, lo cual se elimina con el monofilamento.

La resistencia de la herida a la tracción probablemente se vincule con la masa total de colágena incluida en la sutura.

b) Puntos interrumpidos.

Consiste en anudar y cortar cada punto después de la inserción de la hebra de sutura por los tejidos.

En caso de que cualquiera de los puntos interrumpidos se rompa o afloje, los puntos restantes conservarán unidos los bordes de la herida. Además, se cree que, en presencia de infecciones, es menos probable que los microorganismos, se diseminen por la línea de sutura primaria de puntos interrumpidos.

c) **Suturas Incluidas.**

Son las suturas colocadas totalmente por debajo de la epidermis y no se les quita en el pos-operatorio. Pueden ser continuas o de puntos interrumpidos.

d) **Sutura en bolsa de tabaco.**

Se trata de una sutura continua colocada en la circunferencia de la luz de una estructura y anudada a manera de la cuerda con la que se cierra una bolsa de ojales, para evitar el orificio de dicha estructura.

e) **Sutura Subcuticular.**

Es una sutura continua colocada en el tejido subcutáneo, por debajo del epitelio, en una línea paralela a la de la herida, para cerrar la piel. Debe fijarse la sutura en un extremo de la herida con un nudo convencional. Se colocan pequeños puntos laterales a lo largo de la herida. Finalmente, se tensa la sutura y se fija el extremo distal en la misma forma que el proximal.

1.2.3 **Línea de Sutura Secundaria.-**

Es la que se coloca para reforzar y brindar sostén a la línea de sutura primaria. Se inicia y termina a unos cinco centímetros de los extremos de la herida y la tensión ejercida en sentido lateral a la línea de sutura primaria contribuye a la resistencia de la herida a la tracción.

### 1.3 COLOCACION DE PUNTOS.

Entre los pasos a seguir más importantes para la colocación de puntos de sutura son:

- Se debe tomar igual cantidad de tejido a uno y otro lados de la herida.
- La distancia entre el punto de introducción de la aguja y el borde de la herida depende del tejido por suturar; por lo general, desde 1 hasta 3 mm.
- La distancia de una sutura a la siguiente debe ser aproximadamente la misma que exista entre el borde de la herida y el sitio de introducción de la aguja.

### 1.4 ANUDAMIENTO DE LAS SUTURAS.

El nudo que un cirujano prefiera para una sutura varía conforme al material empleado y la localización, la profundidad y la finalidad de la sutura.

Los nudos deben hacerse con una técnica apropiada para los tejidos por suturar o ligar y apretarse sólo en la medida de lo necesario para que cumplan su función sin aflojarse.

Principios generales que regulan el anudamiento sin importar -  
los materiales de sutura:

1. El nudo entero debe ser firme y hacerse de modo que sea ca  
si imposible que se afloje.
2. El nudo debe ser pequeño y los cabos de la sutura deben --  
eliminarse en la medida de lo posible con un material da--  
do, a fin de llevar al mínimo la reacción tisular a cuer--  
pos extraños.
3. El evitar la tensión excesiva permite usar con buen éxito-  
los materiales de menor calibre.
4. Las suturas para aproximación de tejidos, más que las de -  
fines hemostáticos, nunca deben anudarse con fuerza excesi  
va, ya que ello causa estrangulación de tejidos.
5. El hacer varios nudos en un mismo lugar no confiere resis-  
tencia adicional a un nudo hecho correctamente, sino que -  
únicamente aumenta su tamaño.
6. Una vez anudada la primera asa, es necesario mantener la -  
tracción sobre un extremo de la hebra con fines de control,  
para evitar el aflojamiento del nudo.

#### 1.5 CORTE DE LAS SUTURAS.

A fin de realizar el corte del material de sutura, se desliza-  
con delicadeza la punta de las tijeras por la hebra, hasta llegar cerca-

del nudo. En caso de usar cáatgut quirúrgico se deben dejar cabos de --- unos 6 mm. Otros materiales se cortan a unos 3 mm. del nudo, a fin de - llevar al múnimo la cantidad de material extraño que se deja en la herida así como la reacción tisular.

#### 1.6 EXTRACCION DE LAS SUTURAS.

Las normas generales respecto de la duración de tal período se rían las siguientes:

- |                           |              |
|---------------------------|--------------|
| a) Piel de cara y cuello  | 2 a 5 días   |
| b) Otras suturas cutáneas | 5 a 8 días   |
| c) Suturas de retención   | 10 a 14 días |

Las diferencias en tiempo se vinculan con la rapidez con que - ocurra la curación en las diversas áreas y la finalidad para la cual se colocaron inicialmente las suturas.

Técnica para quitar las suturas:

- Se limpia el área con una solución antiséptica. Puede usarse peróxido de hidrógeno para quitar el suero seco que haya formado costras alrededor de las suturas.
- Se sujeta un extremo de la sutura con el fórceps de pulgar. Se le corta en un extremo, tan cerca de la piel como sea posible, en el lado por donde entra a la piel.

- Se extrae la sutura desde el otro lado del borde de la herida con delicadeza, al tiempo que se le continúa sujetando.

Antes de que el epitelio haya emigrado a capas más profundas de la piel es imperativo quitar las suturas.

Es factible encintar los bordes de la herida a fin de evitar que se amplie la cicatriz.

#### 1.7 CARACTERISTICAS DEL MATERIAL DE SUTURA.

La sutura ideal debe consistir en material que permite su uso en cualquier intervención quirúrgica, siendo la única variable su tamaño conforme a la resistencia que posea.

Debe ser de manejo cómodo y natural para el cirujano.

La reacción tisular que provoque ha de ser mínima y que no -- origine una situación en la que favorezca la reproducción bacteriana.

La resistencia a la ruptura debe ser elevada en materiales de calibre pequeño.

Ha de ser factible anudar con seguridad sin desgarrarlo o cortarlo.

El material debe ser aséptico y no encogerse una vez colocado en los tejidos.

-

No será electrolítico, capilar, alérgico ni carcinógeno.

Debe ser absorbido con reacción tisular mínima una vez que haya cumplido su función.

La sutura ideal descrita por Postlethwait todavía no ha sido creado, de modo que ningún material satisface los criterios de un material de sutura para todo fin. Sin embargo, el cirujano debe asegurarse de que posea las siguientes cualidades:

1. Resistencia a la tensión elevada y uniforme, que permite el uso de los calibres más pequeños.
2. Poseer diámetro uniforme en cada tamaño.
3. Tener flexibilidad suficiente para su facilidad de manejo y el aseguramiento de los nudos.
4. Poseer un desempeño predecible.
5. Originar una aceptación óptima por parte de los tejidos, no tener sustancias o impurezas irritantes y ser tan inerte como sea posible.
6. Ser aséptico, listo para su uso.

La elección del material de sutura debe basarse en el conocimiento de las características físicas y biológicas del material en relación con el proceso de curación. El cirujano querrá tener la certeza de que una sutura conservará su resistencia hasta que el tejido la recupere a modo de mantener los bordes de la herida aproximados por sí solo. En algunos tejidos que podrían no recuperar la resistencia que tenían antes de la intervención quirúrgica, el cirujano querrá que el material de sutura conserve su resistencia durante largo tiempo. En caso de que lo vaya a colocar en tejidos que curan rápidamente, preferirá un material que pierda su resistencia más o menos al mismo ritmo con que el tejido la recupera, y que sea absorbido por este último a fin de que no queden en la herida materiales extraños una vez que haya curado.

#### 1.8 CALIBRES Y RESISTENCIA A LA TRACCION.

El término de calibre se refiere al diámetro del material. Expresado en forma numérica, tantos más ceros haya en el número del material, menor será su calibre y viceversa. En cavidad bucal se emplean suturas de calibre de tres a cuatro ceros.

La resistencia del material a la tracción se reduce conforme - lo hace su calibre. La resistencia a la tracción es el número de libras (o kilogramos) que soporta el material antes de romperse, una vez anudado.

De conformidad con Van Winkle y Hastings; las suturas deben -- ser por lo menos tan resistentes como el tejido normal en que se las coloca. La velocidad relativa con que el material de sutura pierde resistencia y la herida la recupera es importante, en caso de que el tejido - haga que disminuya la resistencia de la sutura con el paso del tiempo. Es necesario conocer estos cambios si la sutura altera biológicamente el proceso de curación.

El traumatismo tisular resultante de la sutura misma y de su - paso por los tejidos es menor cuando se usa el material de calibre más - pequeño. Las suturas de calibre pequeño, colocadas unas cerca de otras, disminuyen la posibilidad de espacios muertos en la herida.

**CAPITULO II**

### TIPOS DE MATERIALES DE SUTURA

El material de sutura es un cuerpo extraño para los tejidos humanos en que se coloca. Las enzimas tisulares, sustancias complejas de las células del organismo, intentan deshacerse de cualquier sustancia extraña.

Una de las capacidades que poseen las enzimas es la de atacar y degradar los materiales de sutura absorbible. A la larga, éstos quedan disueltos o son digeridos.

Se da el nombre de material de sutura absorbible a todo aquél que es digerido por las enzimas corporales o hidrolizado por los líquidos tisulares.

Las enzimas tisulares no pueden disolver algunos materiales de sutura, a los que se aplica el calificativo de no absorbibles. Es usual que las suturas no absorbibles permanezcan donde se las colocó, incluidas en los tejidos.

Se puede dividir en forma conveniente a las suturas en dos grupos:

- I. ABSORBIBLES
  - a) NATURALES
  - b) SINTETICOS

- II. NO ABSORBIBLES
- a) NATURALES
  - b) SINTETICOS

Otra subdivisión:

A. SUTURA DE MONOFILAMENTO.

Es la que consiste en una sola hebra; no aloja microorganismos y se anuda con facilidad.

B. SUTURA DE FILAMENTOS MULTIPLES.

Consiste en varios filamentos enhebrados. Posee cualidades de fácil manejo y anudado.

I. MATERIALES DE SUTURA ABSORBIBLE.

- |               |                     |               |
|---------------|---------------------|---------------|
| a) NATURALES  | - CATGUT QUIRURGICO | SIMPLE        |
|               |                     | CROMICO       |
|               | - COLAGENA          | SIMPLE        |
|               |                     | CROMICA       |
| b) SINTETICOS | - POLIGLACTINA 910  | NO RECUBIERTA |
|               |                     | RECUBIERTA    |
|               | - POLIDIOXANONA     |               |



El estado específico del paciente, con aspectos que incluyen el aumento de la temperatura corporal, la presencia de infecciones, las deficiencias de proteínas, etc.; no son controlables por parte del fabricante de la sutura. Dichos factores podrían potenciar una rápida -- disminución en la resistencia a la tracción y originar una absorción -- más rápida del material de sutura.

Es importante tomar nota de que la velocidad de pérdida de la resistencia a la tracción y la velocidad de absorción del material de sutura son aspectos separados. Una sutura puede perder su resistencia con rapidez en el tejido y, a pesar de ello, ser absorbida con lentitud. En igual forma, podría conservar una resistencia adecuada durante el período vital de curación de la herida, y después ser absorbida con prontitud.

La absorción se manifiesta por una pérdida gradual y casi lineal de la resistencia a la tracción durante las primeras semanas después de colocado el material de sutura. Ello va seguido, frecuentemente con un traslape considerable, por la segunda etapa de absorción, que consiste en la pérdida de masa de sutura. A lo largo de estos períodos, aparecen respuestas celulares leucocíticas, que sirven para extraer los desechos celulares así como el material de sutura, de la línea de aproximación de tejidos.

2.1.1 Cátgut Quirúrgico Simple.-

**Materia Prima:**

Submucosa de intestino de ovinos o bovinos, o de la serosa --  
del intestino de bovinos.

**Retención de la resistencia a la tracción:**

Desaparece en 7 a 10 días. Las características específicas --  
del paciente pueden afectar la velocidad con que desaparece.

**Velocidad de absorción:**

Digerida por las enzimas corporales en 70 días.

**Reacción Tisular:**

Moderada.

**Contraindicaciones:**

No debe usarse en tejidos que cicatricen lentamente y requie-  
ran soporte.

**Advertencias:**

Se absorbe con rapidez relativa.

**Usos frecuentes:**

Ligaduras de vasos superficiales, sutura de tejidos subcutá--

neos y otros que sanan rápidamente; puede emplearse en presencia de infección, a diferencia de las suturas trenzadas no absorbibles.

Oftalmología.

**Presentación:**

Calibres de 6-0 a 4-0 con agujas Atralog. (son agujas sin ojo ensambladas permanentemente al material de sutura).

Calibres de 5-0 a 3-0 sin agujas.

Calibres de 5-0 y 6-0 con agujas.

**Color:**

Amarillento

Azul

**2.1.2 Cátgut Quirúrgico Crómico.-**

**Materia Prima:**

Colágena derivada de mamíferos sanos. Tratada para resistir la digestión en los tejidos.

**Retención de la resistencia a la tracción:**

Desaparece en 21 a 28 días. Las características específicas del paciente pueden afectar la velocidad con que desaparece.

**Velocidad de absorción:**

Digerida por las enzimas corporales en 90 días.

**Reacción Tisular:**

Moderada, pero menor que con el cátagut quirúrgico simple.

**Contraindicaciones:**

Por ser absorbible, no debe ser usada cuando se requiere --- aproximación de los tejidos bajo estrés durante largos períodos.

**Advertencias:**

Los materiales de sutura absorbibles a base de proteínas, tien den a deshilacharse al ser anudados.

**Usos frecuentes:**

Es uno de los materiales de uso más diverso, puede emplearse - en presencia de infección, se usa en tejidos que curan con relativa lentitud.

Está indicado con sutura o ligadura absorbible.

**Oftalmología.**

**Presentación:**

Calibres de 7-0 a 1 con agujas

Calibres de 5-0 a 3 sin agujas

Calibres de 6-0 y 7-0 con agujas

**Color:**

Castaño

Azul

**2.1.3 Colágena Simple y Crómica.-**

**Materia Prima:**

Se producen con base en una dispersión homogénea de fibrillas de colágena pura procedentes de los tendones flexores de ganado bovino.

**Velocidad de absorción:**

Digerida por las enzimas corporales en 56 días.

**Reacción Tisular:**

Mínima.

**Uso frecuente:**

Aplicación principal en Oftalmología.

**2.1.4 Poliglactina 910 No Recubierta y Recubierta.-**

**Materia Prima:**

Copolímero del ácido láctico y glicólico.

El recubierto: copolmero del ácido láctico y glicólico y es--  
tearato de calcio.

**Retención de la resistencia a la tracción:**

Conserva un 60% a las dos semanas y un 30% a las tres semanas.

**Velocidad de absorción:**

Mínima hasta el día 40, y ha terminado en lo esencial entre --  
los días 60 y 90. Tiene lugar por hidrólisis lenta.

**Reacción Tisular:**

Leve.

**Contraindicaciones:**

Por ser absorbible no debe ser empleada cuando se requiere --  
aproximación de los tejidos bajo estrés durante largos perfo--  
dos.

**Advertencias:**

No se han establecido su seguridad y eficacia en los tejidos -  
del sistema nervioso y cardiovascular.

**Usos frecuentes:**

Ligar o suturar los tejidos donde se es deseable una sutura ab--  
sorbible excepto donde se requiera aproximación bajo tensión.

**Presentación:**

Calibres de 8-0 a 3 con agujas

Calibres de 5-0 a 1 con agujas

Calibres de 8-0 a 1 con agujas

**Color:**

Violeta.

**2.1.5 Polidioxanona.-**

**Materia Prima:**

**Polímero de Poliester**

**Retención de la resistencia a la tracción:**

Conserva un 70% a las dos semanas, un 50% a las cuatro semanas y un 25% a las seis semanas.

**Velocidad de Absorción:**

Mínima, hasta el día 90. Ha terminado en lo esencial en 210 - días.

Tiene lugar por hidrólisis lenta.

**Reacción Tisular:**

Mínima.

**Contraindicaciones:**

Por ser absorbible, no debe usarse donde se requiera una ---  
aproximación prolongada de los tejidos bajo tensión.

**Advertencias:**

No se han establecido su seguridad y eficacia en los tejidos -  
del sistema nervioso y cardiovascular.

**Usos frecuentes:**

Cierres abdominales y torácicos, tejido subcutáneo, cirugía --  
rectal y del colon puede usarse en presencia de infección. Or-  
topedia y cirugía plástica.

**Presentación:**

Calibres de 9-0 a 2 con agujas

Calibres de 7-0 a 1 con agujas

**Color:**

Violeta.

**2.2 SUTURAS NO ABSORBIBLES.**

De conformidad con la definición de la United States Pharmaco-  
peia, las suturas no absorbibles son hilos que resisten a la acción de -  
los tejidos de mamíferos vivientes. Una sutura dada puede estar compues-  
ta por uno o más filamentos de fibras orgánicas o metálicas convertidas-  
en una hebra por hilado, torsión o enhebrado. El diámetro de cada hebra

es básicamente uniforme en toda su longitud, dentro de los límites establecidos por la U.S.P. para cada calibre.

El material puede ser teñido o no, con sustancias naturales o colorantes artificiales aprobados por la Federal Food and Drug Administration. Podrá estar recubierto o no y tratado o no en cuanto a su capilaridad.

El término de capilaridad se refiere a la característica que permite el paso de los líquidos tisulares por la hebra y con ello, la diseminación de infecciones, si están presentes, a lo largo de la línea de sutura.

La United States Pharmacopeia, clasifica a los materiales de sutura quirúrgica no absorbibles como sigue:

- Clase I. Compuesta de fibras de seda o sintéticas de monofilamento, retorcidas o trensadas.
- Clase II. Consistente en fibras de algodón o lino, o fibras naturales o sintéticas, con un recubrimiento que forma una vaina de espesor considerable, pero que no contribuye de manera apreciable a aumentar su resistencia.
- Clase III. Corresponde a los alambres metálicos de monofilamento o de filamento múltiple.

Los materiales de sutura no absorbibles, son aquéllos que no -  
son absorbidos por las enzimas corporales ni hidrolizados en los tejidos  
del organismo.

2.2.1 Seda Quirúrgica.-

**Materia Prima:**

Fibras de proteínas naturales tejidas por el gusano de seda.

**Retención de la resistencia a la tracción:**

Desaparece en forma total o casi total en un año.

**Velocidad de Absorción:**

Por lo general, ha desaparecido enteramente después de dos --  
años.

**Reacción Tisular:**

Moderada.

**Contraindicaciones:**

No debe ser empleada para la colocación de prótesis vasculares  
y válvulas cardíacas artificiales.

**Advertencias:**

Se absorbe con lentitud.

**Usos frecuentes:**

En la mayoría de los tejidos corporales para ligar o suturar.  
Oftalmología, cirugía general y cirugía plástica.

**Presentación:**

Calibres de 9-0 a 2 con agujas  
Calibres de 4-0 a 5 sin agujas  
Calibres de 5-0 y 4-0 con agujas

**Color:**

**Negra.**

**2.2.2 Seda Virgen.-**

**Materia Prima:**

Filamentos de seda natural.

**Usos frecuentes:**

Oftalmología y para la aproximación de tejidos delicados.

**Color:**

Blanca.

**2.2.3 Algodón Quirúrgico.-**

**Materia Prima:**

Fibras largas de algodón natural.

Retención de la resistencia a la tracción:

Desaparece en 50% en seis meses. Conserva el 30 a 40% al cabo de dos años.

Velocidad de Absorción:

Permanece encapsulada en los tejidos corporales.

Reacción Tisular:

Mínima.

Contraindicaciones:

Ninguna.

Advertencias:

Ninguna.

Usos frecuentes:

En la mayoría de los tejidos corporales para ligar y suturar.

Presentación:

Calibres de 5-0 a 4-0 con agujas

Calibres de 5-0 a 3-0 con agujas rectas

Calibres de 5-0 a 2-0 sin agujas

Calibres de 4-0 a 2-0 sin agujas

Color:

Blanco

Azul

Rosado

2.2.4 Lino.-

Materia Prima:

Fibras largas de lino.

Retención de la resistencia a la tracción:

Mínima.

Usos frecuentes:

Cirugía del aparato digestivo.

2.2.5 Acero Inoxidable Quirúrgico.-

Materia Prima:

Aleación de cromo, níquel y hierro, especialmente formulada.

Retención de la resistencia a la tracción:

Indefinida.

Velocidad de Absorción:

No absorbible permanece encapsulada en los tejidos corporales.

Reacción Tisular:

Escasa.

Contraindicaciones:

No debe ser empleada cuando se implanta una prótesis de otra -  
aleación.

**Advertencias:**

Puede corroerse y romperse en los puntos de doblez, torsión o anudado.

**Usos frecuentes:**

Cierres generales del esternón y de la piel.

Contención, reparación de tendones,

Ortopedia y neurocirugía.

**Presentación:**

Calibres de 6-0 a 6 con agujas

Calibres de 6-0 a 7 sin agujas

Calibres de 5-0 a 2-0 con agujas

Calibres de 4-0 a 0 sin agujas

**Color:**

Plateado.

**2.2.6 Nylon.-**

**Materia Prima:**

Polímero de poliamida, derivado por síntesis química.

**Retención de la resistencia a la tracción:**

Desaparece un 15 a 20% anual.

**Velocidad de Absorción:**

Degradado a un ritmo de un 15 a 20% anual.

Reacción Tisular:

Muy escasa.

Usos frecuentes:

La mayor parte de los tejidos para ligar y suturar.

Cierres generales, neurocirugía.

Presentación:

Calibres de 7-0 a 1 con agujas

Calibres de 4-0 a 0 sin agujas

Calibres de 6-0 a 4-0 con agujas

Color:

Negro

Blanco

2.2.7 Fibra de Poliéster.-

No Recubierta.-

Materia Prima:

Fibras de poliéster de tereftalato de polietileno.

Retención de la resistencia a la tracción:

Indefinida.

Velocidad de absorción:

No absorbible; permanece encapsulada en los tejidos corporales.

Reacción Tisular:

Mínima.

Usos frecuentes:

Cirugías generales, cardiovascular y plástica; contención.

Oftalmología.

Presentación:

Calibres de 10-0 a 5 con agujas

Calibres de 5-0 a 0 sin agujas

Calibres de 6-0 a 2-0 con agujas

Calibres de 5-0 a 2-0 sin agujas

Color:

Verde

Blanco

Recubierta.-

Materia Prima:

Material de fibra poliéster de tereftalato de polietileno, recubierto con polibutilato.

Retención de la resistencia a la tracción:

Indefinida.

Velocidad de Absorción:

No absorbible; permanece encapsulada en los tejidos corporales.

**Reacción Tisular:**

Mínima

**Advertencias:**

No ha sido evaluada en la cirugía oftálmica.

**Usos frecuentes:**

Cirugías generales, cardiovascular y plástica, contención.

**Presentación:**

Calibres de 7-0 a 5 con agujas

Calibres de 5-0 a 0 sin agujas

Calibres de 5-0 a 0 con agujas

**Color:**

Verde

Blanco

**2.2.8 Polipropileno.-**

**Materis prima:**

Polímero de polipropileno.

**Retención de la resistencia la tracción:**

Indefinida.

**Velocidad de Absorción:**

No absorbible; permanece encapsulada en los tejidos corporales.

Reacción Tisular:

Reacción inflamatoria aguda mínima y transitoria.

Usos frecuentes:

Cirugía general, plástica y cardiovascular. Cierre de la ---  
piel.

Oftalmología.

Presentación:

Calibres de 6-0 a 4-0 sin agujas

Calibres de 10-0 a 2 con agujas

Color:

Azul.

2.3 MONOFILAMENTOS Y MULTIFILAMENTOS.

Los materiales de sutura como son: polidioxanona, cárgut qui-  
rúrgico simple y crómico, y las de colágena, son suturas absorbibles de  
monofilamento. Los materiales de sutura no absorbibles de monofilamento  
incluyen el acero inoxidable quirúrgico, el nylon y polipropileno.

La mayor parte de los cirujanos optan por los materiales de mo  
nofilamento en presencia de infecciones. Sin embargo, deben acatarse --  
las prácticas quirúrgicas aceptables en cuanto al drenaje y el cierre de  
heridas infectadas.

Los materiales de sutura de multifilamentos se fabrican por entrelazado o torsión. Los materiales multifilamentosos absorbibles como son: poliglactina 910, y de poliéster están recubiertos para mejorar sus características de manejo.

Los materiales multifilamentosos no absorbibles son: la seda, el algodón, acero inoxidable y el nylon entrelazado y las fibraa de --- poliéster.

Los materiales de monofilamento resultan más susceptibles que los de multifilamentos a ser dañados durante su manejo, a causa de su -- construcción misma. Su aplastamiento su dobléz pueden originar acodaduras o puntos débiles en el hilo, de lo cual a su vez resultaría la ruptura de la sutura.

#### 2.4 NUDOS Y SU FIRMEZA.

El vocablo "elasticidad" se refiere a la forma en que la sutura se estira levemente durante el anudamiento y después recupera su forma.

Las características de elasticidad constituyen la señal de -- alerta al cirujano respecto del momento preciso en que el nudo está firme.

Los materiales de multifilamentos por lo general son de más - fácil manejo y anudamiento que los de monofilamentos.

Los materiales de monofilamento de polímero sintético tienen una propiedad a la que se conoce como memoria, que es la orientación intrínseca del polímero producida por el estiramiento o la contracción durante la extrusión del filamento. En otras palabras, el coeficiente de fricción en los materiales de monofilamento es relativamente bajo.

Los materiales de monofilamento naturales como el cántgut, -- tienden a resbalarse.

Lo normal es usar multifilamentos sintéticos, por lo general poliésteres cuando la firmeza del nudo reviste importancia decisiva.

Los nudos no tienden a aflojarse con los multifilamentos, en particular poliglactina 910 recubierto, la seda y el algodón. La naturaleza de estos materiales y su construcción de entrelazado o torsión les confiere un elevado coeficiente de fricción, de modo que los nudos permanecen tal como se les hizo.

En el estudio Herrmann .... "La firmeza de los nudos resultó ser una característica mucho más variable que la resistencia a la ruptura".

A fin de lograr firmeza con los materiales sintéticos, se requiere usar la técnica estandarizada de los nudos plano y de cirujano, estando indicados nudos adicionales conforme a las circunstancias de la intervención y la experiencia del cirujano. Por ejemplo: el polipropileno muestra escasa elasticidad y si se anuda cuidadosamente y con firmeza, surge un aplanamiento en el sitio en que se cruzan las fibras, lo cual da firmeza al nudo.

## 2.5 GRAPAS PARA LIGADURA.

La ligadura y la cauterización eran los únicos métodos para el control de hemorragias de vasos seccionados, hasta inicios del siglo actual.

En 1908, el Dr. Harvey Cushing ideó un dispositivo para lograr dicho control a saber, un pedazo de alambre de plata en forma de letra "U" sujeta en la punta rama de una pinza hemostática, con la cual se fijaba al vaso y después se cortaba éste. El resultado fue grapas de alambre de diversos tamaños. El método original del Dr. Cushing fue mejorado en 1927 por el Dr. F. G. McKenzie, en Toronto, que desarrolló un fórceps que en forma simultánea cortaba el alambre de plata y formaba la grapa, de manera uniforme y rápida. El Dr. McKenzie también sustituyó el alambre cilíndrico con otro aplanado, con lo cual eliminó la tendencia de la grapa a torcerse y caer del aplicador.

El uso del alambre de plata continuó aunque provocaba una --- reacción inflamatoria extensa en los tejidos circundantes. En 1942, se empezó a usar en vez de dicho material el tantalio, que produce una -- reacción corporal mucho menos a cuerpos extraños.

El Dr. Peter Samuels creó, a comienzos de la década del año - 1960, una nueva grapa hemostática ideada para acelerar el uso de las -- grapas en la ligadura de vasos.

Las grapas para ligadura se pueden utilizar, para la oclusión permanente de vasos de gran calibre en áreas profundas y de difícil acceso, en las que el cirujano podría tener dificultades de observación - en ausencia de un campo operatorio incruento. Las grapas permiten lo-- grar rapidez, eficiencia y confiabilidad cuando se requiere un rápido - control de hemorragias.

#### 2.5.1 Grapas para ligadura no absorbibles.-

Las grapas para ligadura LIGACLIP se producen a partir de -- aleación de acero inoxidable 316 L, o de tantalio o titanio. Estos ma- teriales no provocan una reacción tisular notable después de su implan- tación. Las grapas están diseñadas para ligar estructuras tubulares -- siempre que, en opinión del cirujano, esté indicado un dispositivo de - ligadura no absorbible. A diferencia de la electrocoagulación, permi-- ten ligar el vaso o los tejidos correspondientes sin destrucción térmica. Las grapas metálicas son radiopacas, de modo que se les puede em-

plear para marcar estructuras internas con fines de identificación radiográfica en el posoperatorio.

Las grapas para ligadura se colocan en derredor de estructuras tubulares, y se les cierra ejerciendo presión sobre los mangos del aplicador.

Las grapas de tantalio son más pesadas que las de acero inoxidable y, por lo tanto, se sienten un tanto diferentes a la palpación; también poseen un acabado mate, no reflejante.

Las grapas de titanio tienen un acabado mate de color azul para diferenciarlas de otros metales.

Los aplicadores LIGACLIP están diseñados para su uso específicamente con las grapas LIGACLIP. El estado del aplicador, la fuerza ejercida por el cirujano, el espesor de los tejidos por ligar y la naturaleza de la grapa misma son decisivas en el funcionamiento de cualquier grapa para ligadura. Los aplicadores se elaboran a base de acero inoxidable, con anillos para los dedos.

Los aplicadores de grapas múltiples LIGACLIP MCA contienen 20 ó 30 grapas para ligadura de acero inoxidable. Este instrumento desechable y aséptico está diseñado para constituir un medio rápido y eficiente de ligadura para el cirujano. Cada vez que se coloca una grapa, la siguiente queda automáticamente en los sujetadores del instrumento.

Se coloca la grapa con el sólo movimiento de una mano para cerrar los mangos de arillo.

Los pasos necesarios para ligar vasos o tejidos con los aplicadorea LIGACLIP MCA o LIGACLIP, con una sola grapa en los sujetadores, son los siguientes:

- 1) Colocar la grapa en derredor de la estructura tubular que se pretende ligar. El aplicador y las grapas están diseñados a modo de que permitan un alineamiento preciso con el que prácticamente se eliminan la torsión y el deslizamiento.
- 2) Cerrar el aplicador, aplicando para ello presión a los mangos del mismo. El cirujano debe aplicar fuerza suficiente para cerrarlo, a fin de tener la certeza de que la grapa quede colocada de manera satisfactoria. La grapa se cierra de manera distal, antes de que lo haga por completo. Ello permite tener la seguridad de que el vaso no quedará fuera de la grapa una vez que se complete el cierre.
- 3) Abrir el aplicador, liberando para ello la presión que se ejerce sobre él. Debe extraerse suavemente del sitio de ligadura, con los sujetadores totalmente abiertos. La grapa tiene pequeñas estrías en sus superficies internas, para evitar que se deslice una vez colocada sobre un vaso.

El cirujano debe inspeccionar cada sitio de ligadura después de la colocación de la grapa, a fin de tener la certeza de que ésta ha quedado correctamente aplicada, al igual que en cualquier método de ligadura.

En caso de que parezca conveniente quitar una grapa, se puede emplear el extractor de grapas LIGACLIP, diseñado específicamente para dicho fin. Este instrumento abre la grapa al ser aplicado, y después - la extrae sin dañar el vaso.

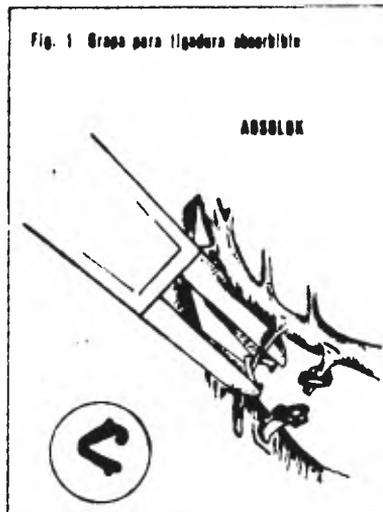
#### 2.5.2 Grapas para ligadura absorbibles.-

Las grapas para ligadura ABSOLOK están moldeadas a partir del poliéster (p-dioxanona). Se trata de grapas absorbibles teñidas de color púrpura, asépticas, no antigénicas, ni pirógenas y que desencadenan una respuesta tisular apenas leve durante su absorción.

La absorción de estas grapas es mínima durante los primeros 90 días posteriores a su implantación, y prácticamente ha terminado al cabo de 210 días.

Las grapas ABSOLOK se fabrican para su uso como ligadura absorbible. Constituyen una forma rápida y eficiente de ligadura, y conservan su resistencia durante un tiempo mucho mayor que el necesario para que surjan un trombo o un coágulo en el vaso ligado. A diferencia -

de las grapas hemostáticas convencionales, las absorbibles son radio---transparentes, por lo que no interfieren en las interpretaciones radio---gráficas del posoperatorio. No se deben emplear cuando se requiera una ligadura permanente o prolongada de vasos o tejidos. La grapa ABSOLOK---consiste en dos patas unidas en sus extremos proximales a modo de formar una bisagra elástica. La primera de las patas termina en un pestillo desprendible, que encaja de manera segura en el extremo distal de la otra. (Fig. 1). Al efectuar el cierre, la bisagra se flexiona hasta que el extremo distal de la segunda pata pasa más allá del pestillo y queda bloqueado por el mismo. Las grapas deben tener este mecanismo de cerrojo a fin de garantizar la ligadura correcta de los vasos o tejidos.



El aplicador de grapas para ligadura ABSOLOK, diseñado para su uso específico con las grapas para ligadura ABSOLOK, facilita el acceso a casi todos los vasos o tejidos. Además del sistema de ligaduras de una sola grapa los aplicadores de grapas múltiples ABSOLOK representan para el cirujano la ventaja y la rapidez de la aplicación de ligaduras múltiples sin interrupción. El aplicador ABSOLOK MCA se expende cargado con 20 ó 30 grapas de ligaduras absorbible de polidioxanona. Este aplicador se vende esterilizado, y ha de desecharse después de su uso. Sus sujetadores curvos permiten una visibilidad excelente del sitio de ligadura.

La aplicación de las grapas con los aplicadores ABSOLOK o ABSOLOK MCA es la siguiente:

- 1) El cirujano, elige grapas del tamaño apropiado para el tamaño de la estructura tisular que se pretende ligar.
- 2) Se sujeta el aplicador en la forma convencional para los instrumentos con mangos de arillo.
- 3) Se coloca la grapa alrededor de la estructura por ligar, teniendo la certeza de que no haya tejidos que interfieran con el bloqueo de la grapa. Se aplica esta última cerrando el instrumento hasta que se tenga la sensación de que el aplicador ha llegado al punto de cierre.

- 4) Se abre el aplicador, liberando la presión que se ejercía sobre él.
- 5) Se debe tener cuidado de abrir el aplicador al mismo tiempo que se extrae del sitio de ligadura.

## 2.6 GRAPAS QUIRURGICAS.

Los cirujanos mostraron su preocupación en cuanto al tiempo necesario para ciertas intervenciones y la amplitud del traumatismo tisular infringido al efectuarlas, desde los primeros días de la cirugía. Fue hasta 1908 que un cirujano húngaro, el Profesor Hamer Hultl, hizo uso del primer dispositivo mecánico para el cierre de heridas internas. Empleó este instrumento para colocar una doble hilera de grapas en forma alternada, en el estómago. Hultl, se dió cuenta de la importancia de dos principios: la necesidad de que las grapas tuvieran forma de la letra "B", y el uso de un alambre de poco calibre como material básico de las grapas.

Después, en 1924, Aladar y von Petz crearon un dispositivo mecánico para anastomosis gastrointestinales. En los sujetadores de esta pinza, que pesaba más de tres y medio kilogramos, se introducían una -- por una grapas de plata en dos hileras paralelas. La pinza de von Petz recibió aceptación mundial; aunque su preparación y su uso entrañaban dificultades, reducían el tiempo de operación y el traumatismo tisular.

En 1934, El Dr. H. Friedrich, de Ulm, Alemania, introdujo la primera engrapadora en la que se usó un cartucho de grapas sustituible y previamente cargado. Sin embargo, se le aplicó únicamente para cierrres temporales.

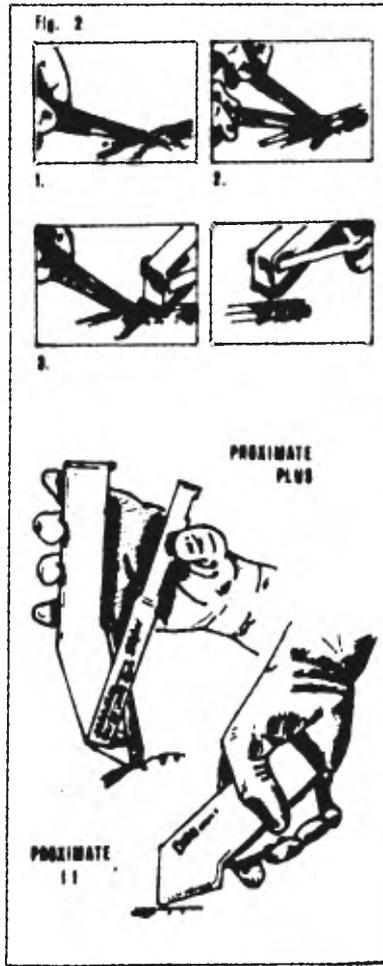
Después de colocadas las grapas, era necesario invertir los tejidos y asegurarlos con suturas.

En 1951, el Instituto de Investigación Científica para Aparatos e Instrumentos Quirúrgicos Experimentales de Moscú, produjo una engrapadora para uso en cirugía vascular. Cada instrumento se diseña para el engrapado de tejidos específicos, a saber, la piel, las aponeurosis, los bronquios, el aparato digestivo, los vasos sanguíneos, etc.

El uso de grapas entraña algunas ventajas respecto de las técnicas de sutura tradicionales. Es una técnica más rápida y, por lo tanto, puede disminuir el tiempo de operación, mientras que también se reduce el traumatismo tisular porque se lleva al mínimo el manejo de tejidos.

#### 2.6.1 Grapas para uso cutáneo.-

Técnica para invertir y aproximar los bordes cutáneos antes de la colocación de grapas: (Véase Fig. 2)



- 1) Forzar los bordes cutáneos hasta que se inviertan, con un fórceps tisular.
- 2) Sujetar cada borde de la herida por separado con un fórceps, y aproximar ambos bordes.
- 3) Aplicar tensión a ambos extremos de la incisión de modo que los bordes de tejido empiecen a aproximarse por sí solos.

Se colocan las grapas suavemente en la unión de los bordes cutáneos, de modo que se distribuyan uniformemente en la línea de incisión. Las grapas cutáneas PROXIMATE, hechas de la aleación 316 L de acero inoxidable, que es inerte, casi no provocan reacción tisular. Su diseño rectangular minimiza el traumatismo tisular. La aproximación de los bordes cutáneos por medio de grapas también mantiene en su nivel más bajo la presión de tejidos.

Las grapas cutáneas suelen emplearse sistemáticamente para el cierre de piel en diversas intervenciones quirúrgicas, para la aplicación de injertos de piel en paciente quemados y para el cierre de laceraciones. El uso de grapas para el cierre de la piel está contraindicado cuando no haya una distancia de por lo menos 5 mm. desde la piel engrapada hasta los huesos subyacentes.

La engrapadora cutánea PROXIMATE PLUS (Véase Fig. 2), se expone previamente cargada con 15, 25, 35 ó 55, grapas normales o anchas.

El diámetro de las grapas normales es de 0.53 mm., y tienen una longitud de corona de 5.7 mm.; el calibre de las grapas anchas es de 0.58 mm., y su longitud de corona es de 6.9 mm. En ambos tamaños, las patas tienen una longitud de 3.9 mm.

La engrapadora para piel PROXIMATE II (Véase Fig. 2) tiene una configuración diferente, y se expende con 15, 25 y 35 grapas. Las dimensiones de las grapas son las antes mencionadas. El tamaño compacto de esta engrapadora se diseñó para que cupiera de manera natural en la palma de la mano y para facilitar las maniobras con ella y el control de la misma. La punta de la engrapadora debe sujetarse con el canal tisular en plano perpendicular a la piel.

Todas las engrapadoras PROXIMATE están elaboradas con un plástico de grado médico de alta calidad, y el otro material que se emplea es el acero inoxidable.

La colocación de la grapa es la misma con todos los modelos de engrapadoras:

- 1) Colocar el instrumento sin ejercer presión sobre los bordes de piel invertidos, alineando la flecha en punta de la engrapadora con la incisión, a fin de que la grapa quede centrada respecto de la línea de incisión.

- 2) Se dispara el gatillo hasta que se interrumpa el movimiento de éste.
- 3) Se libera el gatillo y se separa el instrumento de la grapa.

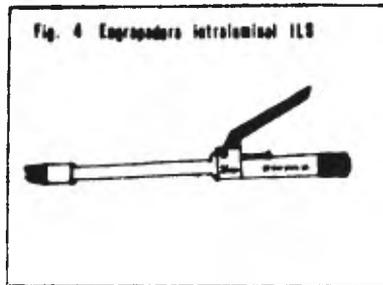
Para el retiro de las grapas en el posoperatorio, se han fabricado dos modelos de extractores PROXIMATE (Véase Fig. 3), uno con mangos lisos y el otro con mangos de arillo. El segundo de ellos presenta una aia en cada lado de la rama inferior lo que permita estabilizar el extractor mientras se retira la grapa.



#### 2.6.2 Grapas intraluminales.-

El sistema de engrapadora intraluminal desechable PROXIMATE - ILS fue creado para la anastomosis de los órganos tubulares huecos del aparato digestivo.

El cartucho de grapas cilíndricas de la engrapadora ILS --- (Véase Fig. 4), sirve para colocar una doble hilera de grapas que se asemejan más a la forma del órgano y funcionan de manera más eficaz. Las engrapadoras ILS se utilizan para anastomosis terminotermiales, laterotermiales y laterolaterales en el aparato digestivo, desde el esófago hasta el recto. El uso de la engrapadora está contraindicado en tejidos isquémicos necróticos.



Las engrapadoras ILS se fabrican con una combinación de aleaciones metálicas y componentes plásticos de bajo peso.

Se expenden en cuatro tamaños, que permiten acoplar el tamaño del instrumento al diámetro de la luz del o los órganos en que se efectúa la anastomosis.

Por ejemplo:

Esófago	21 a 25 mm.
Intestino delgado	21 a 30 mm.
Intestino grueso	25 a 33 mm.

Los diámetros externos de las cabezas de los cuatro tamaños - de engrapadoras son de 21, 25, 29 y 33 mm. Está contraindicado el uso de la engrapadora ILS cuando el diámetro interno de la estructura tubular es menor de 21 mm.

La altura de la grapa es ajustable, a fin de tomar en consideración el espesor variable de los tejidos.

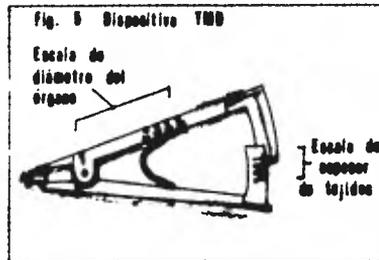
Por ejemplo:

Esófago, duodeno y yeyuno	1.8 mm.
Ileo	1.3 mm.
Intestino grueso	1.9 a 2.8 mm.

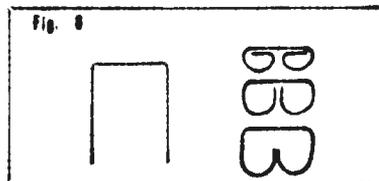
La engrapadora permite variaciones en la altura de las grapas desde 1.0 mm. hasta 3.0 mm., lo cual depende del espesor de los tejidos en que se efectúa la anastomosis.

El dispositivo medidor de tejidos PROXIMATE TMD se emplea para medir el diámetro de los órganos en los dos extremos que se unirán

en la anastomosis (Véase Fig. 5). La escala del dispositivo TMD indica el tamaño de engrapadora que se debe emplear, y es un dispositivo de tipo calibrador que también mide el espesor de los tejidos en ambos segmentos, a fin de establecer el ajuste apropiado de altura de la grapa en la engrapadora.



La engrapadora ILS dispara grapas de acero inoxidable. Al ser llevadas hacia los tejidos y el yunque, las grapas adquieren una forma de letra "B" (Véase Fig. 6).



La configuración de las grapas cerradas permite cierta elasticidad del cierre, por comparación con la lograda por las suturas. Las grapas actúan como punto de sutura que sujetan los tejidos en aproximación de serosa con serosa. Una anastomosis suturada manualmente opone en forma directa la serosa con la mucosa. El hueco diminuto entre las superficies de la mucosa después de la sutura probablemente cura por una combinación de los mecanismos de intención primaria y secundaria. Por otra parte, la curación del hueco de 2 a 4 mm. en las anastomosis con grapas al parecer depende de la curación por segunda intención. El tejido resulta menos traumatizado por las grapas, y la colocación de estas últimas es más rápida.

### 2.6.3 Engrapadoras lineales internas.-

La engrapadora lineal PROXIMATE tiene aplicación en todo el aparato digestivo y en la cirugía torácica para la transección y la resección de tejidos internos (Véase Fig. 7). Este dispositivo coloca una doble hilera escalonada de grapas de acero inoxidable, para aproximar los tejidos.

Los tamaños de las engrapadoras que se expenden varían según la longitud deseada en la línea de grapas y el espesor de los tejidos específicos por engrapar. El comportamiento de grapas incluye 11 grapas que se aplican en una línea de unos 31 mm., 21 grapas para una línea de unos 59 mm., 33 grapas para una línea de unos 92 mm.

El uso de la engrapadora está contraindicado en tejidos isquémicos o necróticos y en los vasos pulmonares.

El espacio que hay entre las ramas debe adecuarse al espesor de los tejidos, lo cual puede determinarse en base a la experiencia del cirujano o con el uso del dispositivo medidor de tejidos PROXIMATE TMD. Este dispositivo se puede usar en todo el aparato digestivo, pero no está diseñado para su empleo en intervenciones pulmonares. Está contraindicado el uso de la engrapadora lineal si la lectura del TMD es mayor de 3.0 ó menor de 1.0.

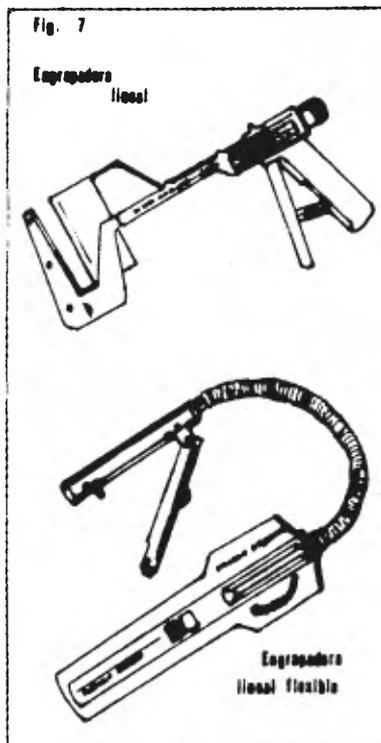
Es factible compensar la altura de la grapa según el espesor de los diversos tejidos. Los ajustes de la escala correspondiente equivalen a una altura externa de 1.5 a 2.0 mm. para una grapa cerrada.

La engrapadora lineal y el dispositivo medidor de tejidos deben desecharse después de su uso; no es factible reesterilizarlos.

La engrapadora lineal flexible PROXIMATE tiene un acoplamiento flexible entre el mango y las ramas, el cual permite colocar de diferentes maneras estas últimas en tejidos internos (Véase Fig. 7). Este instrumento se expande en dos tipos. Uno de ellos permite la selección de una longitud de línea de engrapado apropiada para la transección o la resección en aparato digestivo o en cirugía torácica. Se puede elegir entre una engrapadora con 20 grapas en una línea doble alternada de

unos 54 mm., u otra de 32 grapas en una línea de unos 89 mm. de longitud. El otro tipo de engrapadora está diseñado para intervenciones gástricas, en las que el cirujano se topa con tejidos más gruesos; con ella se aplican 32 grapas en una línea de unos 89 mm. de longitud.

La altura apropiada de la grapa debe quedar establecida antes del cierre del instrumento sobre los tejidos.



## **CICATRIZACION**

### 3.1 CONCEPTO DE CICATRIZACION.

La cicatrización de cualquier tejido presupone una herida en un lugar específico, como consecuencia de ese traumatismo, el huésped moviliza reacciones de defensa para aislar el traumatismo y restaurar la zona lesionada a su estado previo a la agresión.

La reparación consiste en la sustitución de células muertas o lesionadas por células sanas. Estas nuevas células pueden provenir del parénquima o del estroma de tejido conectivo del sitio lesionado.

La reparación de lesiones tisulares suele ocurrir en forma de cicatrización de tejido conectivo. Esta reparación, puede llenar defectos y restablecer más o menos la continuidad morfológica.

La regeneración parenquimatosa puede reconstruir casi completamente el defecto y no dejar datos residuales de la lesión.

### 3.2 REGENERACION.

Las células del cuerpo se han clasificado en tres grupos según su capacidad de regeneración.

1. Células lábiles ..... siguen proliferando durante toda la vida del sujeto

**CAPITULO III**

2. Células estables,..... conservan esta capacidad, aunque en estado normal no se duplican.
3. Células permanentes... no pueden reproducirse después del nacimiento.

La reconstitución perfecta de una lesión puede ocurrir únicamente en tejidos que consistan en células lábiles y estables. Cuando hay destrucción de células permanentes, la reparación puede ocurrir únicamente por proliferación de las células más sencillas y menos diferenciadas de la estructura del tejido conectivo.

### 3.2.1 Células Lábilés.-

Estas células siguen multiplicándose durante la vida y sustituyen a las que se destruyen de manera continua.

#### I. Células epiteliales.

Las superficies epiteliales del cuerpo están formadas de células lábiles; incluyendo la mucosa escamosa estratificada de la piel, cavidad bucal, vagina y cuello uterino; el epitelio cilíndrico de los aparatos digestivo y respiratorio; la mucosa de revestimiento de todos los conductos excretorios de las glándulas del cuerpo, como salivales, pancreáticas y vías biliares; epitelio cilíndrico de aparato gastrointestinal, útero y trompas de Falopio y epitelio de transición del aparato urinario.

En todos estos sitios, durante toda la vida las células superficiales se descaman continuamente, y la integridad del epitelio se mantiene por renovación constante de los elementos perdidos, por migración y proliferación de células de reserva.

Al desaparecer las células epiteliales por una lesión, puede ocurrir la reconstrucción completa al reproducirse células conservadas en los bordes. Si el defecto es pequeño, la actividad de regeneración de las células epiteliales es inmediata y notablemente rápida.

## II. Células esplénicas, linfoides y hemopoyéticas.

Las células de los tejidos esplénicos, linfoides y hemopoyético son lábiles. Las células de la médula ósea se consideran lábiles porque la médula se halla en un estado de proliferación activa durante toda la vida.

La destrucción de células hemopoyéticas es rápidamente compensada por proliferación de los elementos que persisten. Los precursores embrionarios de las células esplénicas y linfoides (células madre mesenquimatoas primitivas) sobreviven después del nacimiento, para proliferar y diferenciarse con el fin de reponer elementos perdidos.

La destrucción de zonas extensas de tejidos de médula ósea, bajo o linfoides puede disminuir notablemente la población de células madre, y de esta manera la potencialidad local para reconstitución parenquimatoas, lo cual origina cicatrización focal.

### 3.2.2 Células Estables.-

Conservan capacidad latente para regenerar, pero en circunstancias normales no se duplican o reproducen activamente porque tienen vida que se cuenta en término de años y posiblemente sea igual a la vida del organismo.

#### I. Células parenquimatosas.

Las células parenquimatosas de glándulas en todo el cuerpo, -- que incluyen hígado, páncreas, glándulas salivales y endocrinas, células tubulares renales y glándulas de la piel, son células estables. La capacidad regenerativa de las células estables tiene como ejemplo óptimo los hepatocitos. En realidad, el hígado posee la capacidad más notable de regeneración de cualquier órgano parenquimatoso.

La destrucción completa de una glándula o un órgano descarta -- la posibilidad de regeneración. Esto rara vez se aplica a las glándulas principales del cuerpo como hígado, páncreas y glándulas endocrinas, --- pues la pérdida completa suele ser incompatible con la vida.

La destrucción completa de folículos pilosos, glándulas sudoríparas o glándulas sebáceas no puede ir seguida de reposición de estas estructuras. En consecuencia, las quemaduras profundas con pérdida completa de los anexos de la piel van seguidas de regeneración de epidermis -- que carece de foveas.

## II. Células del tejido conectivo.

Las células del tejido conectivo, de la índole de fibroblastos o sus progenitores mesenquimatosos más primitivos, no sólo son muy resis-  
tentes a las lesiones sino también son células totipotenciales que con-  
servan la capacidad de proliferar durante toda la vida del sujeto. Las-  
cicatrices de tejido conectivo resultan de proliferación de fibroblastos,  
con depósito ulterior de colágena intercelular. Dado que en la mayor --  
parte de las lesiones se destruyen células del estroma al igual que pa-  
renquimatosas, la proliferación fibroblástica y la cicatrización son con-  
secuencias de casi todos los fenómenos de reparación. El fibroblasto to-  
tipotencial también puede diferenciarse en cualquier otra clase de célu-  
la de sostén. Las lesiones que afectan huesos a menudo se acompañan de  
diferenciación de células del mesénquima, que se convierten en condro-  
blástos u osteoblastos. En el tejido adiposo, estas mismas células me-  
senquimatosas pueden convertirse en sitios para el almacenamiento de lí-  
pidos y de esta manera transformarse en células adiposas.

## III. Células musculares.

Cada vez tienen más datos de que las células musculares esque-  
léticas cardíacas y viscerales tienen la facultad de regenerar. No se -  
conoce a ciencia cierta el mecanismo exacto de regeneración del músculo-  
esquelético. Cabe suponer que la regeneración de músculo esquelético --  
pueda ocurrir de la manera siguiente:

- a) A partir de la gemación de fibras antiguas.

- b) Por fusión de mioblastos.
- c) Por transformación de las células satélites mononucleadas que se presentan unidas a la vaina de todas las células -- multinucleadas de músculo esquelético.

El músculo cardíaco tiene capacidad de regeneración, limitada, y la mayor parte de las lesiones extensas del corazón van seguidas de cicatrización por tejido conectivo.

Se ha observado regeneración de músculo liso en pared de intestino, vejiga, útero y paredes de vasos sanguíneos. También en este caso, la mayor parte de lesiones del músculo liso producen inevitablemente algo de cicatrización. En consecuencia, debe considerarse que la capacidad de regeneración del músculo liso es limitada.

Aunque las células lábiles y las estables pueden regenerarse, esto no significa obligadamente que las lesiones de estos órganos o tejidos experimenten reparación con restitución completa de la estructura -- normal.

Para permitir la sustitución perfecta, debe conservarse la armazón subyacente o el estroma de sostén de las células parenquimatosas. Cuando falta este soporte, las células pueden proliferar al azar y producir masas desorganizadas que no guardan semejanza alguna con la disposición ordenada original. Como alternativa, puede ocurrir cicatrización.

En la mayor parte de las lesiones extensas, la degeneración - se efectúa desde los bordes locales donde las células estables permanecen viables. Las regiones centrales donde la armazón no se conserva -- suelen ser sustituidas por tejido cicatrizal.

### 3.2.3 Células Permanentes.-

Estas células muy especializadas no pueden experimentar división mitótica en la vida posnatal, posiblemente a causa de que los programas genéticos que participan en su división están irrevocablemente -- reprimidos.

#### 1. Células nerviosas.

Son las neuronas. La destrucción de una neurona, encuentrese en el sistema nervioso central o en uno de los ganglios, es pérdida permanente. Pero, este enunciado no se refiere a la capacidad de la neurona para sustituir el cilindroaje seccionado; si el cuerpo de la neurona no se destruye, la célula puede volver a formar cualquiera de sus prolongaciones. Los nuevos cilindroajes crecen con rapidez de 3 a 4 mm. -- al día, pero al hacerlo deben seguir el camino ya existente del cilindroaje en degeneración, pues de otra manera el nuevo crecimiento se torna enmarañado y desorientado y, en consecuencia, carece de función; el -- axón desorientado en crecimiento puede originar una masa de fibras, que a veces se llama neuroma de amputación o traumático.

### 3.3 REPARACION POR TEJIDO CONECTIVO.

La proliferación y la cicatrización fibroblásticas son los rasgos más generalizados de la reparación y se observan en todas las lesiones, excepto las pocas en las que ocurre lesión de las células estables o lábiles y el estroma de tejido conectivo persiste intacto.

La cicatrización por tejido conectivo es método de reparación muy difundido y eficaz, pero, exige pérdida de función parenquimatosa especializada.

Suele considerarse que la reparación por tejido conectivo es - por:

- a) Unión primaria; esto es: la que ocurre cuando los labios de la herida quirúrgica se colocan en aposición adecuada - por suturas.
- b) Unión secundaria, es decir: la que ocurre cuando la pérdida de tejido impide la aposición mencionada.

En el primer caso hay en medida escasa o ninguna pérdida de -- sustancia; el exudado y los restos necróticos son mínimos y la repara-- ción ocurre con bastante rapidez. Cuando ha habido pérdida importante - de tejido, como en una herida abierta, que se acompaña en abundancia de exudado o restos necróticos que deben eliminarse, la cicatrización se --

efectúa más lentamente. El defecto debe ser llenado por la producción lenta de tejido conectivo neoformado y muy vascularizado; este tejido, rico en fibroblastos jóvenes y capilares, y que a menudo posee leucocitos, se llama "tejido de granulación".

### 3.3.1 Unión Primaria.-

Los tejidos quedan en aposición por la sutura quirúrgica y la cicatrización ocurre con mínima pérdida de tejido y sin contaminación bacteriana importante. Esta forma de cicatrización se llama quirúrgicamente "cicatrización primaria o unión por primera intención".

La incisión causa la muerte de un número limitado de células epiteliales al igual que de fibras y células de tejido conectivo; el espacio de la incisión es angosto e inmediatamente es ocupado por pequeño volumen de sangre coagulada.

La deshidratación del coágulo en la superficie forma la bien conocida costra que cubre la herida y la cierra hermeticamente casi de inmediato, separándola del exterior.

En término de 24 horas, en los bordes de la incisión aparecen los cambios característicos de la respuesta inflamatoria aguda en el tejido conectivo subepitelial. Los leucocitos que llegan son principalmente neutrófilos.

La epidermis en los labios de la herida engruesa como resultado de actividad mitótica de las células basales y, en término de 24 a - 48 horas, crecen hacia abajo espolones de células epiteliales de ambos labios siguiendo los bordes de corte de la dermis, y también debajo de la costra superficial, para fusionarse en la línea media y así producir una capa epitelial continua pero delgada. Esta respuesta epitelial es sorprendentemente rápida y la continuidad epidérmica se restablece mucho antes que haya comenzado a desarrollarse la reacción del tejido conectivo subyacente.

Para el día 3, los neutrófilos casi han desaparecido y han sido sustituidos por monocitos que están muy ocupados en limpiar los restos necróticos y en eliminar eritrocitos y fibrina. En esta etapa se torna visible la hipertrofia de los fibroblastos subepiteliales, además del comienzo de la duplicación fibroblástica y la formación de yemas capilares.

La actividad proliferativa mayor del endotelio ocurre en un sitio inmediatamente proximal a la punta en crecimiento de la yema capilar, lo cual empuja la punta hacia adelante. En esta fecha, hay fibras de colágena demostrables en los labios de la incisión, pero en etapa inicial están orientados verticalmente y no a manera de puente. Mientras está ocurriendo esta respuesta de tejido conectivo, continúan la proliferación y la diferenciación de células epiteliales, lo cual engruesa la capa de revestimiento epidérmico.

Para el día 5, el espacio de la incisión está ocupado por tejido conectivo fibroblástico vascularizado y laxo rico en sustancia de cemento o fundamental.

Las yemas capilares neoformadas de ambos lados se han unido para producir conductos continuos y, en este período de cicatrización de la herida, la vascularización es máxima. Las fibrillas de colágena se tornan más abundantes y comienzan a ir de uno a otro lado de la incisión. Durante este lapso de 5 días, la epidermis suele recuperar su grosor normal y la diferenciación de las células de la superficie brinda arquitectura epidérmica madura con queratinización en la superficie.

Durante la segunda semana, hay acumulación continuada de colágena y proliferación de fibroblastos dentro del tejido conectivo incisional. Han desaparecido casi por completo el infiltrado de leucocitos, el edema y la mayor vascularización, y el tejido conectivo celular que llena la incisión comienza a comprimir los conductos capilares neoformados de pared delgada; durante esta semana, suele caer la costra superficial.

En esta etapa comienza el largo proceso de palidamiento, que se logra por aumento de la acumulación de colágena dentro de la cicatriz incisional o quirúrgica, fenómeno acompañado de contracción y desaparición de los conductos vasculares. La resistencia a la tracción de la herida aún es bastante inferior a la de la piel normal, y se necesitan meses, incluso un año, o más, para que la herida alcance su fuerza mecánica máxima.

Para el final del primer mes, la cicatriz consiste en tejido conectivo celular, aún excesivamente vascularizado pero sin infiltrado inflamatorio, y cubierto de epidermis intacta. La proliferación lenta pero constante de fibroblastos y la acreción continua de colágena aumentan la presión mecánica sobre los conductos vasculares, y en los meses siguientes, la vascularización disminuye cada vez más. Puede necesitarse casi un año para que la cicatriz se transforme en una cicatriz acelular, avascular, pálida y colágena.

### 3.3.2 Unión Secundaria.-

Esta forma de curación se llama "cicatrización secundaria o cicatrización por segunda intención". Fenómeno más duradero por la necesidad de eliminar todo el tejido muerto y los restos necróticos y llenar el defecto tisular con células vivas.

En los bordes es posible algo de regeneración parenquimatosa, pero dentro de la herida misma se pierde toda armazón arquitectónica y la mayor parte de la reparación depende de cicatrización por tejido conectivo.

En etapa inicial, base y labios del defecto presentan una capa de tejido de granulación. Comienzan proliferación fibroblástica y formación de yemas capilares mientras en el centro de la herida aún hay reacción inflamatoria aguda activa, y a veces crónica. Conforme los leucocitos eliminan el exudado y los desechos, la herida se llena por

granulación a partir de los bordes.

Las células epiteliales que avanzan crecen hacia abajo sobre los bordes, y en realidad, en el tejido de granulación neoformado quizá se observen masas pequeñas de epitelio enterrado.

Otro carácter peculiar del cierre secundario es la contracción de la herida; ayuda a la reparación de defectos extensos, por lo menos los de la superficie de la economía.

Es notable que todas las heridas disminuyen en 50% sus dimensiones aproximadamente con la misma rapidez.

Hay algo de incertidumbre acerca del mecanismo de la contracción de la herida, pero parece entrañar contracción de fibroblastos -- dentro del tejido de granulación. En realidad, en estas células se -- han identificado miofilamentos, lo cual justifica que se llamen miofibroblastos.

La contracción de la herida apresura y facilita mucho la reparación de las regiones superficiales, pero tiene inconvenientes. Pueden resultar contracturas susceptibles de impedir la extensión completa de articulaciones u originar cicatrices deformantes, sobre todo en cara y cuello.

En resumen: la cicatrización por segunda intención difiere de la cicatrización por primera intención en los siguientes aspectos:

1. Pérdida de mayor cantidad de tejido.
2. Necesidad de eliminar mayor cantidad de exudado inflamatorio y restos necróticos.
3. Formación de mayor cantidad de tejido de granulación.
4. Contracción de heridas superficiales si hay movilidad de los labios de la herida.
5. Producción de más abundante cicatriz.
6. Pérdida de faneras como pelo, glándulas sebáceas y sudoríparas.
7. La reparación tiene terminación más lenta.

### 3.4 MECANISMOS QUE PARTICIPAN EN LA REPARACION.

#### 3.4.1 Migración.-

La migración es un fenómeno que se conoce poco, pero parece corresponder a movilización de células en las capas basales, seguida de deslizamiento de las mismas a lo largo de los labios de la herida para avanzar hasta el espacio creado por la incisión.

Cabe preguntarse cómo emigran las células que parecen estar arraigadas en la membrana basal. Si bien se ha enfocado mucha atención

en cambios posibles en la sustancia de cemento o en los desmosomas, no se han descubierto modificaciones que faciliten esta movilidad. Se postula como alternativa que las células en estado normal son migratorias, y que la lesión sencillamente libera las restricciones de presión que permiten a la célula separarse de la inserción basal.

Hace poco se demostró que el epitelio del borde de la herida, secreta enzimas proteolíticas y posee propiedades fagocíticas. Estos mecanismos ayudan a explicar el potencial migratorio del epitelio en la periferia de la herida.

Histológicamente los cambios iniciales asociados con la movilización son:

- a) un engrosamiento de la capa del borde de la herida.
- b) un ensanchamiento del espacio de contacto de célula con célula.

#### 3.4.2 Estímulos para la proliferación celular.-

Los enunciados muy variables, todos ellos hipotéticos, pueden clasificarse en los que apoyan la elaboración de algún factor o sustancia que estimula el crecimiento de las células, y los que apoyan que la pérdida de factores inhibitorios es el hecho subyacente a la proliferación celular. Esta última noción se funda en el supuesto de que todas las células están genéticamente programadas para la división mitótica,-

pero algunos mecanismos inhibitorios les impiden que se dividan.

La hipótesis de pérdida de influencias inhibitorias como estímulo para la proliferación celular se apoya en muchos datos. Quizá - la hipótesis más ampliamente aceptada en este sentido sea la de la inhibición por contacto. Según esta hipótesis, las células experimentan inhibición para proliferar por el intercambio de señales o sustancias en sitios de contacto; al desaparecer el contacto, como ocurre en los labios de la herida, comienza la división. La inhibición por contacto se comprueba de manera óptima in vitro. Al introducir dos explantes pequeños de fibroblastos en un matraz de cultivo algo separados, crecen en todas direcciones bridas radiadas de células, cuando las bandas de células de estos explantes se ponen en contacto, cesa la división celular - en estas células pero continúa en las que no han establecido contacto - con las adyacentes; el carácter de la señal que pasa entre las células - en contacto es incierto.

Otra explicación para la pérdida de las influencias inhibitorias postula disminución de la concentración en los labios de la herida de sustancias difusibles que en estado normal limitan la proliferación celular. Bullough llama a las sustancias represoras chalonas.

Se sugiere que estas son producidas por células diferenciadas dentro de un tejido y que actúan sobre el embalse de células indiferenciadas (madre) para inhibir la división celular.

Según la teoría de las chalonas, después de la pérdida de células indiferenciadas dependiente de lesión tisular, disminuye la concentración local de chalonas, de modo que las células madre experimentan mitosis.

Se han descrito chalonas (inhibidores mitóticos) derivadas de epidermis, granulocitos y linfocitos. Se considera que son específicas de tipo celular, esto es, que las chalonas epidérmicas actúan exclusivamente sobre células epiteliales, pero que tienen la facultad de actuar atravesando barreras de especie.

El obstáculo principal para la aceptación amplia de las chalonas ha sido la incapacidad para obtenerlas en forma pura, lo cual impide estudios críticos de su mecanismo de acción a nivel molecular.

Otra noción del estímulo para la proliferación celular en las heridas enuncia la elaboración de factores estimulantes. La mayor parte de los datos provienen de estudios de la regeneración en el hígado después de hepatectomía. También se han descrito diversos factores polipéptidos de crecimiento activos in vitro. Incluyen factores de crecimiento epidérmico, de fibroblastos y de nervios.

El llamado factor de crecimiento de nervios (FCN) se presenta en concentración alta en las glándulas salivales murinas y no se limita a los nervios. También se advierte en el tejido de granulación, donde probablemente sea secretado por fibroblastos. Se ha descubierto-

que el factor de crecimiento de nervios purificado apresura la cicatrización de heridas en los ratones, por lo cual es patente una vez más -- que los animales saben mucho más de lo que suponemos, pues por el instinto de lamer las heridas se aplica el factor de crecimiento de nervios a la lesión, lo cual fomenta la cicatrización. Pudiera especularse que la duplicación celular es regulada por un equilibrio entre chalonas y factores específicos de crecimiento.

La proliferación después de la lesión pudiera modificar el ba lance y originar disminución de la inhibición por chalonas. También se ha sugerido que los cambios en el medio de los tejidos lesionados, esto es, la disminución de la presión parcial de oxígeno o el pH bajo, pudie ran estimular la proliferación de fibroblastos.

Los productos de las células inflamatorias también pudieran ser origen de factores estimulantes. Se ha descubierto que factores -- que derivan de los macrófagos estimulan a los fibroblastos y a las células endoteliales.

Por interesantes que sean estas observaciones son hipotéticas.

### 3.4.3 Diferenciación.-

Esta fase se produce por interacción con la actividad reparadora de la dermis subyacente. Las células epidérmicas, las capas superficiales adoptan el aplanamiento y la queratinización característicos.

### 3.5 COLAGENIZACION Y RESISTENCIA DE LA HERIDA.

La colágena es el producto fundamental del fibroblasto que, - en última instancia, brinda la resistencia a la tracción necesaria en - la cicatrización de heridas. Los conocimientos acerca de la biosínte-- sis de la colágena han producido adelantos en los conocimientos sobre - cicatrización de heridas y trastornos hereditarios de la estructura de - la colágena.

Aquí haremos un breve resumen de las etapas principales en la síntesis de colágena:

Está plenamente comprobado que las fibras de colágena se forman por la alineación y la precipitación exactas de moléculas de monóme-- ro de colágena; la molécula de monómero (con aproximadamente 300 nm. de longitud y 1.5 nm diámetro) consiste en tres cadenas polipéptidas (alfa), cada una de las cuales contiene algo más de 1000 aminoácidos. Las cadenas alfa recorren en una misma línea toda la longitud de la molécula y están entrelazadas en forma de hélice hacia la izquierda.

Las cadenas alfa son sintetizadas dentro de los fibroblastos, sobre los ribosomas unidos al retículo endoplásmico. Uteriormente se separan de los ribosomas y llegan a las cisternas del retículo endoplásmico, donde ocurren modificaciones bioquímicas adicionales, que incluyen hidroxilación de la prolina y de residuos de lisina. La reacción - de hidroxilación, que necesita vitamina C como cofactor, va seguida de-

formación de enlaces de disulfuro entre las cadenas y dentro de ellas. Estas dos reacciones son importantes para la formación de la configuración helicoidal estable de la colágena. La hidroxilación de lisina -- también es necesaria para los enlaces cruzados intermoleculares e intramoleculares de la molécula de colágena, que ocurren durante la maduración de las fibrillas de colágena. La molécula helicoidal formada dentro de la célula está en forma soluble y es secretada de la célula en forma de procolágena. En sitios extracelulares, la procolágena soluble se convierte en colágena por las enzimas llamadas procolagenapéptidasas, que desdoblan los propéptidos C terminales y N terminales. Después, la molécula de colágena conglomeran espontáneamente en fibrillas inmaduras, que carecen de la resistencia a la tracción de la colágena madura.

La siguiente etapa entraña formación de enlaces cruzados y es muy importante en la maduración de la colágena. Este paso, que ocurre en la sustancia de cemento, necesita lisiloxidasas, una enzima que posee cobre. Los enlaces cruzados intermoleculares por último originan formación de polímeros de colágena que en última instancia son la fuente de la resistencia a la tracción de la herida.

El fibroblasto además, de su papel en la síntesis de colágena, participa en la formación de la sustancia fundamental. La sustancia cemento extracelular es rica en mucopolisacáridos, de la índole de condroitina y ácido hialurónico y sus derivados, al igual que en glucosaminoglucanos.

La resistencia de una herida cicatrizada es, principalmente, función del contenido de colágena. La mayor parte de los estudios de la cicatrización de heridas han enfocado la atención en la fuerza de ruptura de la herida, esto es: la resistencia a la tracción; sin embargo, Forrester señala con justicia que tienen igual importancia la extensibilidad (fuerza necesaria para producir extensión) y otros parámetros.

Como hecho sorprendente, en esta época de exploración especial ha resultado imposible obtener algún consenso sobre la rapidez de aumento de la resistencia a la tracción en las heridas dérmicas y el nivel de resistencia que por último se adquiere en las heridas no cicatrizadas. Como síntesis razonable puede decirse que las heridas dérmicas-cicatrizadas por último alcanzan 70 a 90% de la resistencia de la piel indemne, y nunca recuperan la resistencia completa; sin embargo, debe aceptarse que otros expertos, como, Adamsons y colaboradores, afirman que las heridas cicatrizadas pueden alcanzar mayor resistencia que la piel normal indemne.

La adquisición de resistencia a la tracción sigue una curva sigmoidea. La primera etapa se ha descrito como el período catabólico en el cual puede haber destrucción de colágena. La segunda etapa (anabólica, proliferativa o colágena) suele comenzar en el día 5; después, hay aumento progresivo de la resistencia a la tracción hasta el día 100, seguido de prácticamente una meseta que se mantiene años y quizá toda la vida del paciente.

Cuando la etapa de meseta se investiga más íntimamente se descubre que el contenido total de colágena de una herida se estabiliza en tanto que aún no esté sintetizando de manera activa colágena. Es patente que la colágena está siendo eliminada de la herida al propio tiempo - que se añade a la misma.

El estudio de la concentración de colágena de las heridas ha brindado otra observación interesante; con base bioquímica, el contenido de colágena de las heridas vuelve a cifras normales mucho más rápidamente que la recuperación de la resistencia a la tracción. Forrester señala que el contenido de colágena de una herida alcanza cifras normales para los días 60 a 70, etapa en la cual la herida ha recuperado sólo 25 a 35% de la resistencia. Así pues, la resistencia en las heridas no es sencillamente función de la cantidad de colágena, sino también guarda relación con la magnitud de los enlaces cruzados de colágena y posiblemente con alguna clase de interacción entre las fibras de colágena y la sustancia de cemento del tejido conectivo.

### 3.6 ALTERACIONES EN LA CURACION DE HERIDAS.

Pueden ocurrir dos alteraciones en la curación de heridas, sea la cicatrización por primera intención o por segunda intención.

ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA

### 3.6.1 Queloides.-

La acumulación de exceso de colágena puede producir una cicatriz tumoral sobresaliente llamada queloides.

La formación de queloides parece ser predisposición individual y, por motivos desconocidos, esta anomalía es algo más frecuente en sujetos de raza negra.

Desconocemos los mecanismos que participan en la formación del queloides. Los estudios con microscopio electrónico revelan que la colágena dérmica normal consiste en fascículos netos de fibras, en tanto que la colágena del queloides consiste en fibras dispuestas aleatoriamente, - además, hay gran disminución de los enlaces cruzados intermoleculares -- normales de las fibrillas de colágena.

### 3.6.2 Granulación Exuberante.-

La formación de cantidad excesiva de tejido de granulación, -- que sobresale de la piel circundante y, bloquea la reepitelización se ha llamado granulación exuberante.

El tejido excesivo de granulación debe extirparse por cauterio o cirugía para permitir que se restablezca la continuidad del epitelio.

### 3.7 FACTORES QUE MODIFICAN LA CICATRIZACION.

#### 3.7.1 Factores Generales.-

##### a) Edad.

La edad probablemente no sea factor mayor en la respuesta inflamatoria de reparación. La mencionamos porque hay una "sabiduría general" según la cual los ancianos curan más lentamente que los jóvenes.

Se desconoce la causa de esto, pero es probable que se vincule con la reducción general del ritmo del metabolismo de los tejidos, a medida que la persona envejece, lo que a su vez sería una manifestación de menor eficiencia circulatoria.

##### b) Nutrición.

Se observó que la cicatrización de heridas se retarda en personas con deficiencia de cualquiera de una vasta variedad de alimentos -- esenciales.

Proteínas.- Son una de las sustancias más importantes capaces de influir en la velocidad de cicatrización. Muchos estudios clínicos señalaron que pacientes mal nutridos, cuya baja ingesta de proteínas se traduce en una deficiencia proteínica que se manifiesta en hipoproteïnemia y presentan un retardo en la aparición de nuevos fibroblastos, así -

como un ritmo más lento de la multiplicación fibroblástica en las heridas.

Vitaminas.- De los muchos factores, el mejor comprobado es la necesidad de concentración adecuada de vitamina C para la síntesis de colágena normal. La vitamina C por algún mecanismo aumenta la conversión de prolina a hidroxiprolina y de lisina a hidroxilisina. La deficiencia de esta sustancia (escorbuto) produce desorganización de la ultraestructura del fibroblasto y trastornos de la síntesis de la colágena normal.

La avitaminosis C inhibe de manera notable la cicatrización -- normal de heridas.

No ha habido estudios exhaustivos del posible papel de las vitaminas A y D en la cicatrización de heridas, pero los informes disponibles indican que la deficiencia de vitamina A la retarda y que las vitaminas A y D, como en el aceite de hígado de bacalao, pueden ser factores que intervienen en la promoción de la reparación histológica.

Es de sorprenderse que hay escasas investigaciones sobre la relación del complejo vitamínico B con la cicatrización de heridas.

Los estudios existentes revelan que las deficiencias de riboflavina y piridoxina retardan el proceso de cicatrización.

Un informe reciente, aún no comprobado, sugiere que el cinc --

puede ser importante en la cicatrización normal de las heridas. Se considera que las cifras marginales de cinc pueden aparecer en sujetos por lo demás aparentemente bien nutridos, y que este metal es básico como co factor en los fenómenos enzimáticos que participan en la cicatrización.

c) Trastornos Hematológicos.

Los trastornos hematológicos pueden tener efecto de gran importancia en el proceso inflamatorio y de reparación. La deficiencia de -- neutrófilos en la sangre circulante (granulocitopenia) es una base plenamente comprobada de aumento de la susceptibilidad a la infección bacteriana.

En la actualidad, han despertado mucho interés algunos trastornos genéticos, en los cuales hay anomalías lisosómicas, que tornan al -- neutrófilo inadecuado en la respuesta inflamatoria. Los trastornos hemorrágicos llamados diátesis hemorrágicas dificultan los procesos de inflamación y reparación. En este caso hay tendencia a la extravasación excesiva de sangre durante la fase inflamatoria de la respuesta, con acumulación abundante de sangre en las zonas heridas. La sangre es sustrato para el crecimiento bacteriano y como han comprobado Ordman y Gillman -- (1966), retarda de manera importante la reparación. Los eritrocitos y -- la fibrina deben eliminarse antes que pueda completarse la reparación. La sangre también puede ser rodeada por una pared fibroblástica, lo cual produce una acumulación enquistada de líquido que bloquea la cicatrización mientras no experimente resorción.

No se ha comprobado plenamente la importancia de la anemia. A pesar de la opinión clínica predominante de que la anemia trastorna la suficiencia de la respuesta inflamatoria y la calidad de la reparación, no ha sido posible comprobar esta noción en experimentos estrictamente controlados.

d) Inmunidad.

Casi está por demás hablar de la inmunidad como influencia importante en la fase inflamatoria de la respuesta a la lesión.

Los anticuerpos naturales o adquiridos pueden ser importantísimos para dominar enfermedades infecciosas.

e) Diabetes sacarina.

La diabetes sacarina es impedimento grave para la respuesta de inflamación y reparación. Está plenamente comprobado que los diabéticos tienen mayor susceptibilidad a las infecciones, a tuberculosis, micosis, infecciones de la piel e infecciones de vías urinarias. La concentración alta de glucosa en sangre favorece el crecimiento bacteriano, pero la explicación probablemente sea más complicada.

Estos pacientes a menudo presentan deshidratación y tienen trastornos graves de electrolitos. Está comprobado que la piel en estos sujetos tiene concentraciones altas de glucosa y baja de ácido láctico.

tico; este último hecho elimina una de las influencias inhibitorias mayores para el crecimiento bacteriano. En el diabético, los neutrófilos -- presentan disminución de la cavidad fagocitaria.

f) Hormonas.

Las hormonas, particularmente los esteroides suprarrenales -- (cortisona e hidrocortisona) tienen efecto antiinflamatorio plenamente -- comprobado y también disminuyen la síntesis de proteínas y polisacáridos.

Los esteroides estabilizan las membranas lisosómicas y por -- ello bloquean la liberación de enzimas proteolíticas importantes y factores de permeabilidad básicos para la respuesta inflamatoria en evolución.

Se ha informado de inhibición de la síntesis de tejido conectivo in vitro e in vivo, de trastorno de la formación de granulación, de disminución de la producción de hidroxiprolina conjugada a proteínas y de la formación total de colágena.

Un estudio experimental de Shafer sobre cicatrización de heridas de extracción en ratas que recibían cortisona, reveló que la cicatrización estaba retardada. Esto sugeriría que pacientes que reciben cortisona deben ser evaluados con cuidado por el Odontólogo antes de emprender un procedimiento quirúrgico.

### 3.7.2 Factores Locales.-

#### a). Suficiencia del riego sanguíneo.

Tiene importancia patente la suficiencia del riego sanguíneo - de un foco lesionado. La vascularización del foco es factor clave en la inflamación y la reparación.

Las enfermedades arteriales que limitan el riego sanguíneo y las anomalías venosas que tornan lento el drenaje son obstáculos bien -- comprobados para la cicatrización de heridas.

#### b) Cuerpos extraños.

Bajo este epígrafe se incluyen cuerpos extraños y, claro está, puntos de sutura.

El cirujano se enfrenta con el dilema de una incisión que prácticamente no tiene fuerza intrínseca en el período posoperatorio inmediato salvo la brindada por suturas, en tanto que al propio tiempo los puntos de sutura son un obstáculo para la cicatrización.

Las heridas punzantes en la epidermis facilitan la contaminación bacteriana y el material de sutura suscita reacción inflamatoria y de cuerpo extraño.

Un estudio interesante afirma que un solo punto aumenta el carácter invasor de estafilococos por un factor de 10,000. Son igualmente inconvenientes fragmentos de madera, acero, vidrio, incluso hueso.

c) Coaptación de los bordes de la herida.

La coaptación cuidadosa de los labios de la herida apresura mucho la cicatrización de una incisión.

Cuando hay coaptación adecuada de los bordes epidérmicos, el cierre epidérmico y el aislamiento de la lesión ocurren en término de uno a dos días. Por otra parte, las deficiencias de este cierre neto a menudo permiten que los bordes deprimidos de la epidermis crezcan hacia abajo, hacia la herida y produzcan nidos enterrados de epitelio que pueden transformarse en pequeñas inclusiones quísticas revestidas de epidermis.

Al retardarse la reepitelización, se mantiene la puerta abierta para la invasión bacteriana.

d) Tejido donde ha ocurrido la lesión.

La reparación perfecta sólo puede efectuarse en los tejidos -- que constan de células estables y lábiles; los formados por células permanentes inevitablemente producirán cicatriz.

Hay muchas partes del cuerpo donde puede ocurrir inflamación - dentro de espacios o cavidades tisulares, con producción de exudado abundante que los llena. A pesar de la reacción inflamatoria extensa y difusa, quizá no haya necrosis concomitante de células tisulares fijas. En estas circunstancias, la reparación puede efectuarse por digestión y liquación del exudado, iniciada por las enzimas proteolíticas de los leucocitos y seguida de resorción del exudado digerido. Este mecanismo de -- eliminación de la inflamación exudativa se llama resolución. Como no hubo necrosis de células de tejidos fijos, se logra la reconstrucción completa de la arquitectura normal.

Desde un punto de vista general, la mayor parte de lesiones -- del organismo no experimentan resolución sin necrosis tisular, cierto -- grado de proliferación de tejido conectivo y, en consecuencia, cierta cicatriz.

**CASTLE IV**

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LOS DIFERENTES MATERIALES DE SUTURA**

El material de sutura más frecuentemente empleado en las anastomosis es el cárgut crómico. Este material de sutura es absorbido por la acción de enzimas proteolíticas y colagenasas que se encuentran en -- las células inflamatorias que invaden la herida suturada.

En caso de contaminación o infección, como las que pueden ocurrir en heridas de colon, aumenta la concentración de las enzimas que -- pueden degradar el cárgut quirúrgico. Sin embargo, la contaminación impide el uso de suturas no absorbibles, ya que la contaminación puede convertirse en infección debido a la presencia de un cuerpo extraño persistente, (material de sutura) o pueden formarse trayectos fistulosos en la línea de sutura.

Se ha introducido un material absorbible, para suturas, el Polyglactín 910, un copolímero de ácido láctico y glicólico. Este material se absorbe por depolimerización en una solución acuosa alcalina. No lo afectan las enzimas proteolíticas presentes en la reacción inflamatoria, alrededor de las heridas.

Hastings y Col <sup>(1)</sup> han estudiado este material en heridas del colon, en perros, cuyos resultados demostraron que la velocidad de absorción y pérdida de fuerza de la sutura Vicryl (polyglactín 910) es ideal-

para la cirugía gastrointestinal, ya que conserva la firmeza adecuada de 21 a 28 días, tiempo en el cual, las heridas gástricas y colónicas han logrado su resistencia óptima. La estructura trenzada del polyglactin 910, lo hace más flexible que el cárgut quirúrgico crómico. Las suturas Vicryl son notablemente más fuertes que los de cárgut en sus diversos calibres. Sin embargo, lo más notable fue la conservación de esta firmeza ante la infección; el cárgut quirúrgico, por lo contrario, pierde rápidamente fuerza al estar rodeado por una reacción inflamatoria intensa.

En comparación con el cárgut quirúrgico crómico, la sutura de vicryl no se deshilacha al ser frotada, seca o húmeda. La sutura de -- vicryl parece ser el término medio entre el cárgut crómico y el nylon nonofilamentoso, en cuanto a la seguridad del nudo. La uniformidad del -- comportamiento biológico de la sutura poliglactin 910, en comparación -- con la del cárgut crómico la convierte en el material de elección para -- la cirugía intestinal.

Pocas investigaciones se han destinado al estudio de la anastomosis del conducto biliar. Estudios realizados por Sharp K. y Col. <sup>(21)</sup> -- probaron la hipótesis de que la anastomosis del conducto biliar suturada con poligliconato monofilamentoso absorbible (Maxon), creaba menos constricción y mayor resistencia a la tracción que aquellas suturadas con poliglactin 910 y cárgut crómico. La reacción inflamatoria de la sutura -- de poligliconato fue menor en comparación con la del cárgut crómico.

Un estudio comparativo llevado a cabo por Buarne R. B. <sup>(2)</sup> de--  
mostró que la vida promedio de la resistencia a la tracción in-vivo de -  
las suturas absorbibles de multifilamentos como son: ácido poliglicólico  
(Dexon) y poliglactin 910 (Vicryl) es de dos semanas, mientras que aque-  
llas suturas absorbibles de monofilamento como: poligliconato (Maxon) y-  
polidioxanona (PDS) es de tres y seis semanas respectivamente.

La agregación de un simple nudo, reduce la resistencia a la --  
tracción en un 30 a 35% in-vitro. La sutura de poligliconato (Maxon) de  
mostró la mayor seguridad o firmeza del nudo in-vitro.

La flexión-rigidez de los materiales de sutura, de calibres, -  
estructura química y forma física variantes, fue evaluada cuantitativa-  
mente por Chu C. C. y Kizil Z. <sup>(3)</sup> Los materiales de sutura empleados pa  
ra este estudio fueron: cárgut crómico; ácido poliglicólico (Dexon); --  
poliglactin 910 (Vicryl); polidioxanona (PDS); poligliconato (Maxon); --  
Seda (recubierta con silicona); fibra poliéster no recubierta (Marsile--  
ne); fibra poliéster recubierta (Ethibond); Nylon (Nurolon); nylon recu-  
bierto con silicona (Surgilon); nylon recubierto (Ethilon); polipropile-  
no (Prolene); polietileno (Dermalene); politetrafluoroetileno (Gore-tex).

Todas estas suturas fueron calibres de 2-0, con excepción de -  
la sutura de polipropileno (Prolene) cuyos calibres fueron de 1-0 hasta-  
9-0.

Los datos obtenidos de la evaluación, en cuanto, a la flexión-rigidez mostraron, que el material de sutura de mayor flexibilidad fue - el politetraflouroetileno (Gore-tex) seguida por el Dexon, Seda, Surgi--lon, Vicryl, Nurolon, Mersilene, Ethibond, Maxon, PDS, Ethilon, Prolene, Cátgut crómico y por último el Dermalene.

Las suturas con una estructura de multifilamentos, fueron más-flexibles que aquellas de estructura de monofilamentos, prescindiendo de los constituyentes químicos.

Las suturas recubiertas presentaron mayor rigidez que las co--rrespondientes al grupo de las suturas no recubiertas; ésto es en base - al uso de la cera como material de recubrimiento, en vez, de polímeros. El aumento en la rigidez es atribuible a la pérdida de movilidad por de-bajo de la fuerza de flexión en las fibras que integran las suturas.

Un aumento en el calibre de la sutura significativamente aumenta la rigidez y la magnitud del incremento depende de los constituyentes químicos de la sutura.

Las suturas de monofilamento, exhibieron la mayor dependencia-de tiempo para la rigidez, en comparación, con aquellas suturas de multifilamentos.

Las suturas de nylon no mostraron este fenómeno de dependencia de tiempo, haciendo caso omiso de la forma física.

La anastomosis intestinal y cierre abdominal de heridas fue estudiada por el Dr. Guy L. Kratzer <sup>(11)</sup>, empleando como material de sutura monofilamento de acero inoxidable de 5-0 para anastomosis y piel; y 2-0 para la pared abdominal. Algunos cirujanos dudan en utilizar alambre, y como se piensa que otro tipo de sutura monofilamentosa podría ser igualmente satisfactoria, se decidió emplear la sutura de polipropileno (prolene).

En el período comprendido entre el 10. de julio de 1974 al 10. de julio de 1977 hubo 78 casos de anastomosis con intervención del Dr. - Guy L. Kratzer. Se utilizó sutura de polipropileno en 50 pacientes seleccionados, usando 4-0 para anastomosis intestinal en un solo plano, 0- para cierre a través de la pared abdominal, y 3-0 para la piel. La decisión de emplear este material (Prolene) se tomó después de consultar la literatura médica, que reveló que la sutura de polipropileno podía compararse favorablemente con el alambre, por su firmeza, por la ausencia de reacción y también por su resistencia a la infección bacteriana. El Dr. Guy L. apoya las observaciones de Hermann respecto a que este material es inerte, y es especialmente útil para la sutura de tejido potencialmente contaminado. Van Winkle y Hastings afirman que el empleo de la sutura multifilamentosa implica riesgo de infección y que la sutura más segura puede ser la de monofilamento de polipropileno.

En base a los resultados de 50 pacientes que sufrieron anastomosis intestinal y con los cuales se empleó sutura monofilamentosa de polipropileno continua en un solo plano, se concluyó que este material de-

sutura es tan útil o mejor que la sutura monofilamentosa de acero y que el método es superior a cualquier técnica de dos planos. La sutura de la herida abdominal con polipropileno da excelentes resultados inmediatos. El dolor incisional tanto inmediato como posterior, fué mucho menos cuando se utilizó sutura de polipropileno.

Garden J. M. y Col.<sup>(7)</sup> desempeñaron un estudio comparativo de la resistencia a la tracción del laser de baja producción de bióxido de carbono, el cual se empleó en el cierre de heridas cutáneas. Este estudio reveló que todas las heridas incluyendo a aquellas cerradas por sutura y grapas, aparecieron clínicamente sanas sin evidencia de dehiscencias o infección en el sitio de la lesión. Los estudios de la resistencia a la tracción demostraron curvas sigmoides similares para todo cierre de heridas con una resistencia a la tracción inicialmente baja hasta los días 14 a 21, después del cual aumentó rápidamente hasta el día 90. A partir de esto, se observó que el empleo del laser de baja producción de bióxido de carbono en el cierre de heridas cutáneas presenta una salud clínica y una medida de resistencia a la tracción similar a la obtenida con medios convencionales de cierre de heridas tales como las grapas y suturas.

Los cianocrilatos<sup>(9)</sup> tienen un interés considerable en la Medicina y Odontología por sus aplicaciones como adhesivos biocompatibles. Han sido probados en la reparación de lesiones en los riñones, intestinos y defectos vasculares. Además, tienen propiedades hemostáticas y han sido empleados para el cierre de heridas en laceraciones y como auxiliar

en injertos de la piel. En Odontología, los cianocrilatos se han aplicado como vendajes después de una extracción y como tejido adhesivo en injertos libres mucosos.

Estudios clínicos demostraron que los cianocrilatos representan un medio de sutura de fácil manejo y aparente curación.

Se llevaron a cabo, incisiones verticales bilaterales en la mucosa labial de maxilar y mandíbula de monos de laboratorio. Cada incisión tenía una extensión aproximada de 1.5 a 2.0 cm. desde la cresta gingival hasta el vestíbulo. Al azar, una de las incisiones bilaterales -- fue cerrada con sutura de seda negra de 4-0 y la otra incisión con isobutil-cianocrilato.

El isobutil-cianocrilato fue elegido, porque, parece ser el -- más biocompatible de los cianocrilatos.

Las suturas fueron removidas una semana después.

Especímenes de la mucosa contenida en la incisión, fueron removidos y colocados en formalina al 10% por una semana. Después fueron empotrados en parafina y seccionados perpendicularmente a la línea de incisión en secciones de 6 micron. En un doble ciego, se examinaron las secciones histológicamente y se marcó en grados de inflamación como: ninguna, leve, moderada y severa.

Las observaciones clínicas de la primera a tercera semana mostraron, que el cierre de las incisiones con isobutil-cianocrilato tuvieron una cura aparentemente mejor que aquellas cerradas con seda negra.

En las semanas décima y vigésima, todas las incisiones presentaron una cura completa sin diferencias clínicas aparentemente.

La examinación histológica reveló, que en ambos grupos en la primera semana tuvieron severa inflamación.

La mayoría de las secciones exhibieron un tipo severo de granulomatosis como respuesta.

Las células inflamatorias predominantes en los especímenes de los cierres con seda negra fueron los leucocitos polimorfonucleares e histiocitos. Además de estas células inflamatorias, los especímenes del cierre con isobutil-cianocrilato, contenían diversas células gigantes como cuerpos extraños.

A las tres semanas, las incisiones cerradas con isobutil-cianocrilato, mostraron mayor inflamación que aquellas cerradas con seda negra.

A la décima semana, las incisiones cerradas con seda negra, no mostraron evidencia de inflamación mientras que las incisiones cerradas con isobutil-cianocrilato presentaron inflamación en todos los rangos --

desde ninguna hasta severa.

A la vigésima semana, ninguna de las incisiones cerradas con seda negra, tuvieron inflamación, mientras que dos de seis incisiones cerradas con isobutil-cianocrilato mostraron una leve inflamación.

Los resultados muestran que el isobutil-cianocrilato y la seda negra, no producen una reacción inflamatoria similar en el cierre de incisiones mucosas.

Otras investigaciones han demostrado que el isobutil-cianocrilato puede ser bien tolerado, pero para ello es necesario mayor tiempo de investigación, del estudio de estos metabolismos tisulares.

Por más de 50 años, se ha conocido la manipulación de estructuras en la cavidad oral, resultado del escape de bacterias orales en el torrente sanguíneo. Generalmente, tal bacteriemia plantea una pequeña amenaza al paciente sano. Sin embargo, pacientes con alto riesgo de infección cardiovascular causada por lesiones cardíacas tales como: -afección reumática del corazón, defectos congénitos, enfermedad de las válvulas o implantes protésicos, podrían ser seriamente involucrados por bacteriemia.

Muchos procedimientos orales incluyen la colocación de suturas. Si la remoción de la sutura intraoral produce una bacteriemia y los antibióticos asignados fueron descontinuados, podría garantizarse resultados

graves en pacientes de alto riesgo cardíaco.

Diversos estudios muestran que la relativa manipulación oral - traumática tal como, el cepillado de los dientes y la masticación llegan a provocar una bacteriemia.

Ronald C. King y Col.<sup>(10)</sup>, tomaron pruebas de sangre de pacientes sanos quienes sufrieron de extracciones a causa de enfermedad parodontal avanzada y caries avanzada. Los pacientes fueron seleccionados - sin considerar edad, y sexo y raza.

Se tomaron muestras a 16 pacientes antes e inmediatamente después de las extracciones y a 20 pacientes antes y después de la remoción de suturas.

De los 16 pacientes, 14 tuvieron cultivos de sangre positivos, resultando un 87.5% de incidencia de bacteriemia. Sólo dos muestras de sangre obtenidas después de la extracción no desarrollaron alguna especie de bacteria oral.

El número de especies cultivadas de la sangre de pacientes que tuvieron extracciones, vario desde ninguno en 2 pacientes a 9 en otros - pacientes con un promedio de 3.7%.

El 87.5% de incidencia de la bacteriemia subsiguiente a la extracción es una de las más altas incidencias reportada. Otros autores -

demonstraron menor porcentaje de incidencia como: Bender reportó un 83%;- Robinson un 41 a 73%; Khairat un 64% y Rogosa un 82%. De los 20 pacientes con remoción de suturas un solo cultivo desarrolló una especie de -- bacteria oral, al tiempo en que la sutura fue removida. Esta bacteria -- fue un peptoestreptococo intermedius anaerobica oral. Otro paciente con bacteriemia subsiguiente a la remoción de la sutura, no presentó dicha -- bacteriemia antes de que la sutura fuera removida, esto fue, con una re- relativa buena salud oral. El organismo encontrado fue un estreptococo -- anaerobio, el cual se piensa que estaba ausente en el torrente sanguíneo antes de la remoción de la sutura y apareció después de la manipulación- oral.

El número de extracciones no parece afectar el número total de diferentes organismos encontrados en la sangre, esto es un paciente que- tuvo 9 extracciones presentó 10 diferentes cultivos aislados, mientras -- que otro paciente quien padeció 17 extracciones no reportó desarrollo -- bacterial en los cultivos de sangre. Por lo que no hay una correlación- positiva entre la cantidad y número de manipulaciones. Posiblemente los organismos en la sangre no estuvieron presentes en números suficientes -- para ser detectados por técnicas de cultivo usadas o el mecanismo del -- huésped permita tener organismos distanciados antes de que pudieran ser- detectados.

Un estudio previo sugiere que la incidencia de bacteriemia de- pende del tamaño o dimensiones de la muestra de sangre examinada. Es -- más lógico pensar que la incidencia de bacteriemia este relacionada con-

la cantidad de placa presente y a la extensión de los organismos que -- permitan la penetración a los tejidos.

Sconyers reportó que un 16.7% de pacientes con enfermedad periodontal desarrollaron bacteriemia después de el cepillado de los dientes.

El mecanismo del huésped fue discutido en un estudio por Hess. Este estudio implica la incidencia de bacteriemia después de las extracciones, seguida de un tratamiento profiláctico con penicilinas, reportado en niños con enfermedad cardíaca.

Los resultados revelaron que el 21% de los niños tuvieron bacteriemia después de realizadas las extracciones. De 32 cultivos aislados, 24 organismos fueron sensibles a la penicilina. Ninguno de estos niños presentaron endocarditis bacterial después de las extracciones. Esto mantiene el concepto de que los antibióticos no previenen las bacteriemias y sugiere que el mecanismo del huésped, tal como, el sistema-reticuloendotelial, el complemento, plaquetas y leucocitos polimorfonucleares pudieran estar implicados en la prevención de endocarditis bacterial a través de la remoción de organismos antes de que éstos puedan adherirse al endocardio.

El resultado de los estudios previos sugiere que la bacteriemia puede ocurrir espontáneamente en asociación con enfermedades orales y con manipulaciones orales menores, tal como, la remoción de una sutura.

El estudio de la comparación entre el uso de la grapa de copolímero y la sutura crómica durante la histerectomía, fue realizado por McNeeley S. G. Jr.<sup>(14)</sup>. Este estudio reporta que el engrapado mecánico del cuello vaginal durante la histerectomía, ha sido propuesto como un medio para minimizar la contaminación bacterial. Cultivos aerobios y anaerobios fueron obtenidos desde la cavidad peritoneal y desde el cuello vaginal durante la operación inicial y los días posoperatorios del tercero al octavo. Posteriormente se comparó el uso de la grapa de copolímero y la sutura crómica durante la histerectomía. Los resultados mostraron que no hubo una reducción de islotes de bacterias, desde el cuello vaginal o cavidad peritoneal.

Las grapas de copolímero fueron asociadas con evidencias histológicas de una necrosis extensiva y exudado celular por lo que pudiera interferir en la curación normal de la herida, mientras que la sutura crómica no mostró evidencias de ningún tipo.

La exclusión del pilórico<sup>(6)</sup> fue reportada por primera vez en 1977 como un método temporal para proveer descompresión duodenal en un intento de protección al duodeno en períodos posoperatorios durante la fase de curación, seguido de un retorno al tránsito gastrointestinal normal.

El material utilizado para llevar a cabo la exclusión fue el ácido poliglicólico (Dexon), el cual provocó después de 3 semanas la for

ción de una fistula. Otros estudios <sup>(20)</sup> reportan que el material de sutura ideal para dicha meta es la sutura de polidioxanona (PDS), ya que no deteriora la curación de heridas y es un material seguro y efectivo.

**CONCLUSIONES**

1. Los tejidos seccionados deben ser mantenidos en aposición hasta que la cicatrización haya conferido a la herida fuerza suficiente para soportar el estrés sin sostén mecánico.
2. Es posible aproximar los tejidos con materiales de sutura y dispositivos mecánicos como las grapas para el cierre de heridas.
3. La sutura debe consistir en un material que permita su uso en cualquier intervención quirúrgica, ser de manejo cómodo, tener mínima reacción tisular, anudarse con seguridad, ser aséptico y absorbido una vez que haya cumplido su función.
4. El uso de grapas es una técnica más rápida, disminuye el tiempo de operación y traumatismo tisular.
5. La respuesta celular tiene lugar cuando se implantan en los tejidos materiales extraños, incluidas las suturas y las grapas.
6. La resistencia del material de sutura a la tracción debe ser adecuada, para el cierre de heridas. Es aconsejable usar la sutura de menor calibre posible conforme a la fuerza de sujeción necesaria.

7. Los nudos deben hacerse con una técnica apropiada para los tejidos por suturar y apretarse sólo en la medida de lo necesario para que cumplan su función sin aflojarse.
8. Los materiales de monofilamento resultan más susceptibles que los de multifilamento a ser dañados durante su manejo.  
  
La mayoría de los Cirujanos optan por los materiales de monofilamento en presencia de infecciones.
9. En cavidad oral se emplean materiales de sutura de calibres 3-0 y 4-0.
10. La cicatrización ideal es por regeneración parenquimatosa, fenómeno en el que se puede reconstruir casi completamente el defecto y no dejar datos residuales de la lesión.

**REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS**

1. **Amshel Albert L.M.D.** El uso de suturas de Vicryl (poliglactin 910) en cirugía del colon y del recto., Diseases of the colon and rectum; Col. 20 No. 7 Octubre 1977.
2. **Buarne R. B.; Bitar H.; Andreae P.R.; Martin L.M.; Finlay J.B.;** In-vivo comparison of four absorbable sutures; Vicryl, Daxon, Maxon, - and PDS. Can J. Surg. 1988 Jan; 31(1): 43-5.
3. **Chu C.C.; Kizil Z.;** Quantitative evaluation of stiffness of commercial suture materials. Surg. Gynecol. Obstet. 1989 Mar; 168(3): -- 233-8.
4. **Clark D.E.;** Surgical Suture Materials. Contemporary Srg. 17:43 July 1980.
5. **Cohn J.D. and Valente dos Santos M.;** Sternal wire closure by an -- instrumental method. Am. J. Surg. 132:668 Nov. 1976.
6. **DeSantis K.; Devereux D. F.; Thompson D.;** Pyloric exclusion, suture materials of choice. Am. Surg. 1987 Dec. 53(12) 711-14.
7. **Garden J.M.; Robinson J.K.; Tautz P.M.; Lautenschlager E.P.;** ---- Leibovich S. J.; Harts R.S.; The low-output carbon dioxide laser -- for cutaneous wound closure of scalpel incisions: comparative ---- tensile strength studies of the laser to the suture and staple for-wound closure. Lasers Surg. Med. 1986 6(1) 67-71.

8. Hermann J.B.; Tensile Strength and knot security of surgical suture materials. Am. Surg. 37:211 April 1971.
9. Javelet J.; Torabinejad M.; Danforth R.; Isobutil Cyanocrylate: a - clinical and histologic comparison with sutures in closing mucosal-incisions in monkeys. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. 1985 Jan -- 59(1) 91-4.
10. King Ronald C. D.D.S.; M.S. James J. Crawford, B.A.; M.A. and Ernest E. Swall, D.D.S.; M.S. Bacteremia Following intraoral suture removal. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. 1988 65 23-8.
11. Kratzer Dr. Guy L.; Anastomosis Intestinal y cierre abdominal de - heridas utilizando Prolene, Sutura Monofilamento de polipropileno. Allentown, Pennsylvania.
12. Krisek T. J.; Hoopes J.E.; Symposium on Basic Science in Plastic -- Surgery vol. 15 St. Louis Mosby 1976 87.
13. Martyak S.N.; Curtis I.E.; Abdominal incision and closure: a systems approach. Am. J. Surg. 131:478 April 1976.
14. McNeelley S.G.; Elkins T.E.; Portz d.M.; Warren J.; Delancey J.D.; - Comparison of copolymer staple versus chromic suture during ----- hysterectomy: gross, histologic and microbiologic findings. Obstet. Gynecol. 1988 Dec 72(6); 862-5.
15. Nealon T.F.; Fundamental Skills in Surgery. 3rd. Ed. Philadelphia - Saunders 1979 47-48.
16. Postlethwait R. W.; Wound Healing in Surgery. N.J. Ethicon, Inc. --- 1971 8-9.

17. Reul G. J.; The role of sutures in complications in vascular -- surgery and their relationship to pseudoaneurysm formation. Com--- plications in Vascular Surgery New York Grune and Stratton 1980 -- 631.
18. Roy J.; Cardiovascular sutures as assessed by scanning electron - microscopy. Scanning Electron Microscopy 3:204 1980.
19. Sabiston Jr. D.C.; Davis-Christopher Textbook of Surgery; The ---- Biological Basis of Modern Surgical Practice. 115h. Ed. Philadelphia Saunders, 1977 332.
20. Schoetz D. J. Jr.; Collier J.A.; Veidenheimer M.C.; Closure of --- abdominal wounds with polydioxanone. A prospective study. Arch. -- Surg. 1988 Jan 123(1): 72-4.
21. Sharp K. W.; Ross C. B.; Tillman V.N.; Dunn J.F.; Common bile duct- healing Do different absorbable sutures affect stricture formation- and tensile strength. Arch. Surg. 1989 Apr; 124(4): 408-14.
22. The United States Pharmacopeia. Twentieth Revision. Official from - July 1980.
23. Van Winkle Jr. W.; Hastings J.C.; Considerations in the choice of - suture material for various tissues. Surg. Gynecol. Obstet. 135:113 July 1972.

**BIBLIOGRAFIA**

- Carranza Fermín A., Periodoncia, Patología y Diagnóstico de las Enfermedades Pulpares, Ed. Mundi, 1a. edición, Argentina 1978, 209-212 págs.
- Coatich Emmett R., Cirugía Bucal, Ed. Interamericana, 1a. edición, - México 1972, 69-76 págs.
- Gorlin Robert J., Patología Oral Thoma, Ed. Salvat Editores, S.A., - 1a. edición, Barcelona, España 1980, 114 págs.
- Guyton Dr. Arthur C., Tratado de Fisiología Médica, Ed. Interamericana, sexta edición, México 1984, 110-118 págs.
- Howe Geoffrey L., La Extracción Dental, Ed. El Manual Moderno, S.A., 1a. edición, México 1979, 64 págs.
- Kruger, Cirugía Maxilo-Facial, Ed. Médica Panamericana, Quinta Edición, México 1986, 34 págs.
- Ries Centeno Guillermo A. Cirugía, Ed. El Ateneo, Octava edición, -- Buenos Aires, Argentina 1980, 82-86 págs.
- Robbins Dr. Stanley L. Patología Estructural y Funcional, Ed. Interamericana 1a. edición, México 1975, 88-102 págs.
- Sánchez Silva Dr. Alfonso, Introducción a la Técnica Quirúrgica, Ed. Editor Francisco Méndez Cervantes, 1a. edición, México 1978, 615-626 págs.

Shafer Dr. William G. Tratado de Patología Bucal, Ed. Interamericana,  
Tercera edición, México 1977, 545-565 págs.