



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**INTERACCIÓN DE LOS DIFERENTES MATERIALES DE
SUTURA EN LA CICATRIZACIÓN PERIODONTAL.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

CLAUDIA JIMENA PÉREZ CORTÉS

TUTOR: Mtro. CARLOS ALBERTO MONTEAGUDO ARRIETA



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.



Agradezco a la Universidad por haberme brindado la oportunidad de ser parte de ella, así como también a los diferentes docentes que me ofrecieron sus conocimientos, experiencias y apoyo.

Asimismo agradezco a mi tutor Dr. Carlos Alberto Monteagudo Arrieta por su ayuda incondicional al confiar en mí en el desarrollo del presente trabajo. Sin su experiencia, consejo y profesionalismo no hubiese sido posible la conclusión de éste.

Le dedico con amor y cariño a mis padres Rosa Gloria Cortes Nava y Julio Cesar Pérez Vázquez por brindarme la oportunidad de cursar una carrera profesional que forje mi futuro en beneficio de la sociedad, creyendo en mi capacidad, compromiso y responsabilidad.

A mi hermana Fernanda Dacya Pérez Cortés por brindarme las palabras de aliento necesarias para no decaer, a Milton por ser mi fiel compañero quien me acompañaba en altas horas de la madrugada, porque sin ellos jamás lo habría logrado, quienes han ayudado a forjar mi camino y me han dirigido por el sendero correcto.

Agradezco a mis compañeros y amigos presentes y pasados que formaron parte de este camino, a las personas que se convirtieron en grandes amigos quienes sin esperar nada a cambio compartieron sus conocimientos, alegrías y tristezas, gracias a su amistad y apoyo moral aportaron un alto porcentaje a mis ganas de salir adelante en la carrera.

Este nuevo logro es en gran parte gracias a todos ustedes, que ayudaron a concluir con éxito un proyecto de vida que en un principio podría parecer tarea titánica.

A mis pacientes que contribuyeron al enriquecimiento de mi teoría y práctica, redundando sin lugar a dudas en mi desarrollo profesional

A todos ellos gracias, por hacer de mí, una mejor persona.



INDICE

INTRODUCCIÓN	6
OBJETIVO	8
CAPÍTULO 1. LA SUTURA	
1.1 Antecedentes	9
1.2 Definición de Sutura	12
1.3 Clasificación de la Sutura por su Origen	13
1.3.1 Naturales	13
1.3.2 Sintéticos	13
1.4 Clasificación de la Sutura por su Estructura	14
1.4.1 Multifilamento	14
1.4.2 Monofilamento	16
1.5 Clasificación de la Sutura por su Diámetro	17
1.6 Clasificación de la Sutura según su Comportamiento	19
1.6.1 No Absorbibles	19
1.6.2 Absorbibles	24
1.7 Característica del Material de Sutura Ideal	30
1.8 Objetivos de la Sutura	31
1.9 Principios de Elección de la Sutura	31



CAPÍTULO 2. PRINCIPIOS DE CICATRIZACIÓN E INFLAMACIÓN

2.1	Definición de Inflamación.....	33
2.2	Inflamación Aguda.....	35
2.3	Inflamación Crónica.....	35
2.4	Definición de Cicatrización.....	35
2.5	Factores que Afectan la Cicatrización del Paciente.....	36
2.5.1	Factores Generales.....	36
2.5.2	Factores Locales.....	39
2.6	Patrones de Cicatrización de los Tejidos Periodontales.....	39
2.6.1	Cicatrización por Primera Intención.....	39
2.6.2	Cicatrización por Segunda Intención.....	40
2.6.3	Cicatrización por Tercera Intención.....	41
2.7	Principios Quirúrgicos.....	42
2.8	Fases de la Cicatrización.....	45
2.8.1	Fase Inflamatoria.....	45
2.8.1.1	Fase Vascular.....	46
2.8.1.2	Fase Celular.....	47
2.8.2	Fase Proliferativa.....	48
2.8.3	Reparación Epitelial.....	49
2.8.4	Reparación Conjuntiva.....	49
2.8.5	Fase de Remodelado.....	49



CAPÍTULO 3. ADHERENCIA BACTERIANA

3.1	Definición de Biopelícula.....	50
3.2	Estructura y Composición de la Biopelícula.....	50
3.3	Formación de la Biopelícula.....	51
3.3.1	Formación de la Película.....	52
3.3.2	Adhesión Inicial de Bacterias.....	52
3.3.3	Colonización y Maduración de la Placa.....	53
3.4	Enfermedades Causadas por Biofilm.....	54
3.4.1	Agudas.....	54
3.4.2	Crónicas.....	54

CAPÍTULO 4. REACCIÓN TISULAR A LOS MATERIALES DE SUTURA

4.1	Reacción del Tejido en Torno a los Materiales de Sutura.....	55
4.2	Mecanismo de Absorción de las Suturas.....	56
4.2.1	Suturas Absorbibles.....	56
4.2.2	Suturas No Absorbibles.....	55
4.3	Elección Clínica de los Materiales de Sutura.....	58
4.3	Adherencia Bacteriana a las Suturas.....	59
4.4	Reacción Tisular y Cicatrización.....	62

CONCLUSIONES.....	67
-------------------	----

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	69
---------------------------------	----



INTRODUCCIÓN

Los materiales de sutura tienen relevante importancia por lo que se ha tenido un gran avance en cuanto a investigación, desarrollo incluso en la aplicación de nuevas técnicas quirúrgicas. Con la aplicación de estos, se puede obtener una mejor adaptación de los tejidos incididos, favoreciendo la hemostasia, nutrición y cicatrización de las heridas.

Por lo tanto, la técnica y la elección de los materiales son importantes para una correcta cicatrización de la herida; no dependiendo solamente de las habilidades del cirujano sino también de ciertas cualidades del material.

En la cavidad bucal, la sutura queda expuesta al medio húmedo, con rica flora bacteriana, trauma masticatorio junto con cambios constantes de temperatura y pH del medio. Por lo tanto, el uso de materiales de sutura en la cicatrización de las heridas intrabucales presenta características diferentes de aquellas realizadas en otras áreas del organismo.

Desde hace muchos años, son utilizados una gran variedad de materiales de sutura en cirugía bucal, tales como suturas de origen orgánico y sintético; así como materiales absorbibles y no absorbibles, monofilamentos o multifilamentos.

La importancia de conocer el tipo de material de sutura a utilizar, constituye una prioridad absoluta en cualquier procedimiento quirúrgico intra o extraoral.



De acuerdo con las características del hilo de sutura, estas se pueden comportar como cuerpos extraños en el interior de la herida, induciendo una reacción inflamatoria que puede terminar en la absorción o la eliminación al exterior del sitio cicatrizal.

Si bien no existe una sutura ideal, estas se pueden comportar de diferente manera en distintas situaciones quirúrgicas. Por lo cual al momento de elegir algunos de éstos materiales se debe considerar la resistencia, tipo y condición del tejido a suturar.



OBJETIVO

Conocer los diferentes materiales de sutura empleados en procedimientos quirúrgicos periodontales y saber la interacción en la respuesta tisular en base a sus características físico-químicas.



CAPÍTULO 1. LA SUTURA

1.1 Antecedentes

Desde la antigüedad se ha recurrido a numerosos elementos para aproximar los bordes de las heridas y ligar vasos sanguíneos.

En el papiro de Edwin Smith, del siglo XVI a.C., se registró quizá la primera descripción del empleo de una sutura al referirse al uso de las cuerdas y tendones de animales para ligar y suturar.

El médico Árabe Rhamzes, en el año 900 d.C., utilizó kitgut para suturar heridas abdominales que se producían a partir del intestino de ovinos.

También destaco el uso que hacía Abulcasis de las quijadas de hormigas gigantes para afrontar heridas de la piel.

En la cirugía egipcia se mencionaba el uso de hilos de oro y plata y en Alejandría se utilizaba la técnica de ligadura hemostática de los vasos sanguíneos.

Avicena, cirujano árabe, fue el primero en utilizar la sutura monofilamento al suturar heridas con pelos de cerdo.



En el siglo XIX, Joseph Lister introdujo el catgut para suturar tejidos, su nombre tenía razón de ser dado que la producción original se hacía a partir del intestino de gato. Ahora la industria farmacéutica que se dedica a la fabricación de estos materiales dispone de criaderos de ovinos y bovinos para ese fin.

Durante el decenio de 1930, el doctor Whipple recomendó el uso del algodón como sutura quirúrgica, actualmente en desuso.

Con el paso del tiempo se experimentaron con diferentes tipos de materiales, sin embargo el problema común a la síntesis de las heridas era la instauración de los procesos infecciosos. Más tarde ya en 1867 Joseph Lister comenzó a trabajar en este aspecto con el desarrollo de la ligadura de catgut, que posteriormente se mejoró con el proceso de esterilización.

Theodoro Kocher fue el primero en utilizar un material de sutura diferente al catgut que fue el hilo de seda obteniendo según se describe buenos resultados, los cuales también fueron puestos en práctica por William Halsted en 1882 quien lo implementó como el material de sutura de primera elección para la época.

El padre de la cirugía en Estados Unidos, William Halsted, empleo y fomento por primera vez el uso de la seda en las intervenciones quirúrgicas, material que hoy por hoy sigue utilizándose con indicaciones precisas y óptimos resultados, Halsted fue discípulo de Kocher aprendió la utilización.

En épocas de la Primera Guerra Mundial se establecen los principios básicos del manejo de las heridas. Toda herida está potencialmente infectada, debe



intervenirse tempranamente y debe evitarse la supuración. En Alemania 1931, se diseñan los primeros materiales sintéticos absorbibles; las Poliamidas en 1939, los Poliésteres en 1950 y el Ácido Poliglicólico y Polipropileno en 1970.

De ese momento a la actualidad se han desarrollado una gran variedad de materiales de sutura, llegando a un grado de desarrollo que se incluyen diseños para procedimientos específicos. No solo eliminan algunas de las dificultades que interfieren en el cierre de la herida disminuyendo el potencial de infección y minimizando las reacciones tisulares sino también el tiempo de cicatrización.⁽¹⁻³⁾



1.2 Definición de Sutura

Las suturas quirúrgicas son productos que se fabrican con hebras de materiales sintéticos absorbibles y no absorbibles, cintas purificadas de intestinos de animal, filamentos de seda, textiles, acero, etc. La sutura consiste en la reposición de los tejidos blandos que están separados debido a un traumatismo o una acción quirúrgica, el verbo suturar equivale al acto de coser o aproximar los tejidos, manteniéndolos en posición hasta que tenga lugar la cicatrización.¹⁻³

Clasificación del Material de Sutura

Los materiales de sutura se pueden clasificar de acuerdo con los elementos con los cuales han sido elaborados; en orgánicos e inorgánicos; dependiendo si son de origen animal o son fabricados con fibras sintéticas a su vez éstos pueden ser absorbibles y no absorbibles dependiendo si son degradados o no por el organismo, al mismo tiempo según su constitución, es decir, el número de hebras que lo forman los identifica como monofilamento o multifilamento.



1.3 Clasificación de la Sutura por su Origen

1.3.1 NATURALES

- Reino animal:
 - Catgut: derivado de la submucosa del intestino de ovinos y bovinos.
 - Seda: fibra de proteína natural del gusano *Bombix mori*.

- Reino vegetal:
 - Algodón: derivado de la fibra de algodón.
 - Lino: derivado de la fibra de lino.

- Reino mineral:
 - Acero inoxidable.
 - Alambre (aleación de hierro, cromo y níquel).
 - Alambre de plata.
 - Grapas.
 - Titanio.¹

1.3.2 SINTETICOS

- Ácido poliglicólico: polímero del ácido glicólico
- Poliglactina 910: copolímero del ácido láctico y glicólico
- Polidioxanona: derivado del poliéster y del polímero diaxanona
- Poligliconato: copolímero del ácido glicólico y carbonato de crimetileno



- Poliglecaprone 25: caprolactona 25%, y glicolida 75%
- Nailon: poliamida derivada del carbón, aire y agua
- Poliéster: polímero de ácido tereftálmico y glicol etileno
- Polietileno: grupo de resinas termoplásticas
- Polipropileno: esteroisómero cristalino isotáctico de un polímero hidrocarbonado lineal
- Polibustéster: copolímero con dos segmentos tereftalato de polibutileno y tereftalato de politetrametil éter glicol.¹

1.4 Clasificación de la Sutura por su Estructura

En lo que se refiere a la estructura, el hilo puede ser monofilamento o multifilamento.

1.4.1 Multifilamento

Presentan la ventaja de ser más resistentes respecto al monofilamento, pero también son más abrasivos sobre los tejidos y mayormente expuestos a la contaminación bacteriana.⁴ Fig. 1

- Ácido poliglicólico
- Poliglactina 910
- Seda
- Algodón
- Alambre trenzado



- Poliéster
- Nailon trenzado¹

Ventajas

- Mayor resistencia a la tensión
- Menor riesgo en caso de torsión
- Mayor flexibilidad
- Mayor facilidad de manejo¹

Desventajas

- Mayor riesgo de infección
- Mayor cicatriz
- Mayor resistencia a través de los tejidos.
- Efecto sierra¹

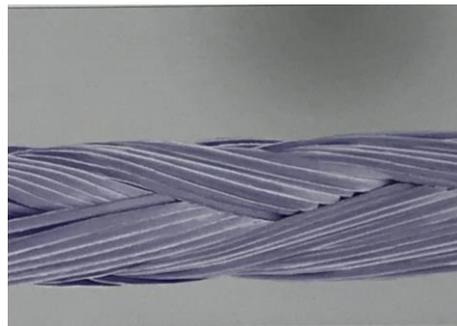


Fig. 1 Sutura multifilamento⁵



1.4.2 Monofilamento

Son especialmente delicados para el paso a través de los tejidos y más "limpios" ya que no absorben los fluidos orales y no retienen placa bacteriana. Por otra parte poseen mayor rigidez en la cavidad oral, pueden causar incomodidad al paciente.⁴ Fig. 2

- Catgut
- Polidioxonona
- Poligliconato
- Poliglecaprone 25
- Nailon
- Polietileno
- Polipropileno
- Polibustéster
- Alambre
- Titanio¹

Ventajas

- Menor resistencia a su paso por los tejidos
- Menos impurezas en su superficie que permitan el asentamiento de gérmenes.
- Mínima cicatriz
- Anudado más fácil¹



Desventajas

- Mayor dificultad de manejo
- Mayor capacidad de sección de los tejidos, son más cortantes a su paso inicial aunque carecen del efecto sierra de las suturas multifilamento.
- La torsión o presión sobre estas suturas puede debilitarlas con riesgo a aparición de puntos débiles por los cuales puede romperse.¹

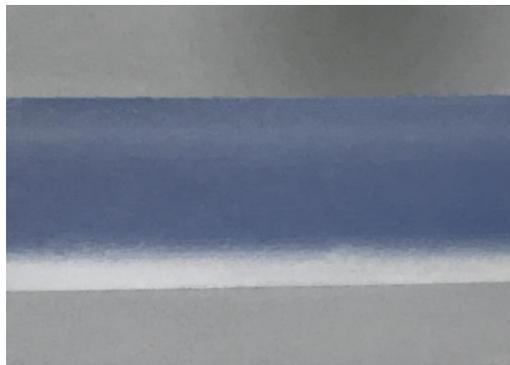


Fig. 2 Sutura de monofilamento⁵

1.5 Clasificación de la Sutura por su Diámetro

Los hilos de sutura presentan diversos diámetros (generalmente en fracciones de milímetro) la codificación internacional actual de los diámetros expresados en números de ceros prevé un incremento de su número al disminuir el diámetro. El hilo más delgado posee la ventaja de presentar una superficie de contaminación más reducida y de generar una cicatriz menor.⁶



Cabe señalar que dependiendo de los fabricantes, se aplicará la nomenclatura Europea o Americana. Los fabricantes europeos siguen un sistema de clasificación métrica que representa el grosor de la sutura en décimas de milímetro métrico, mientras que los fabricantes estadounidenses siguen un sistema de clasificación arbitrario que expresa el grosor en forma de calibre. Los productos europeos cumplirán estrictamente con el sistema europeo y revelarán el grosor del hilo. Sin embargo, los productos americanos no siguen la clasificación según el diámetro de los hilos. Los hilos de monofilamento 5-0 o más gruesos son relativamente rígidos y, por lo tanto pueden afectar negativamente al confort del paciente.^{7, 8} Tabla 1

European pharmacopoe		American pharmacopoe		
All suturing materials, resorbable and nonresorbable	Diameter of threads	All suturing materials, except collagen	Diameter of threads	Collagenous suturing materials
Metric no.	Scale (mm)	USP no.	Scale (mm)	USP no.
0.1	0.010-0.019	11-0	0.010-0.019	
0.2	0.020-0.029	10-0	0.020-0.029	
0.3	0.030-0.039	9-0	0.030-0.039	
0.4	0.040-0.049	8-0	0.040-0.049	
0.5	0.050-0.069	7-0	0.050-0.069	
0.7	0.070-0.099	6-0	0.070-0.099	7-0
1	0.100-0.149	5-0	0.100-0.149	6-0
1.5	0.150-0.199	4-0	0.150-0.199	5-0
2	0.200-0.249	3-0	0.200-0.249	4-0
3	0.300-0.349	2-0	0.300-0.349	3-0
3.5	0.350-0.399	0	0.350-0.399	2-0
4	0.400-0.499	1	0.400-0.499	0
5	0.500-0.599	2	0.500-0.599	1
6	0.600-0.699	3 + 4	0.600-0.699	2
7	0.700-0.799	5	0.700-0.799	3
8	0.800-0.899	6	0.800-0.899	4
9	0.900-0.999	7	0.900-0.999	5
10	1.000-1.099	8	1.000-1.099	6

Tabla 1. Unidades métricas y equivalentes de diámetros de sutura.⁷



1.6 Clasificación de la Sutura Según su Comportamiento

Otra de las características determinantes para escoger un tipo de material es la tasa de absorción que se puede determinar por el tiempo en que una sutura es degradada por el organismo vivo y se expresa en días. Este proceso puede ocurrir de dos maneras, una por digestión enzimática con una reacción a cuerpo extraño y otra por hidrólisis causada por la penetración de los fluidos del organismo, rompiendo las moléculas del material de sutura por lo tanto en este tipo de absorción hay menor reacción del organismo.

1.6.1 No Absorbibles

Naturales:

Seda

Es un material de sutura trenzado con un 70% de contenido de fibroproteína natural la materia prima es un filamento continuo hilado por la larva del gusano de seda al fabricar su capullo con un recubrimiento de goma o resina, suele teñirse de negro para facilitar su visibilidad en los tejidos, pierde su resistencia a la tensión cuando se moja por lo que debe utilizarse en seco.

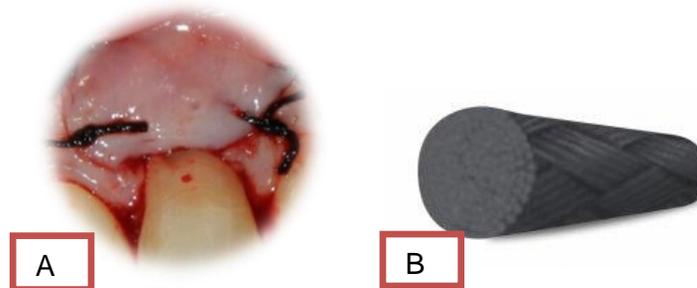


Fig. 3 A Foto clínica de la Sutura de Seda ^{Fuente Directa} B estructura de la Sutura de Seda ⁹



Aunque la U.S.P. clasifica la seda como sutura no absorbible, los estudios realizados in vivo a largo plazo demuestran que pierde prácticamente toda su resistencia a la tensión después de aproximadamente un año ya que se fragmenta y no suele ser detectable en los tejidos después de dos años. Este proceso suele venir acompañado de reacción tisular en ocasiones puede producir complicaciones.^{6, 8, 10, 11} Fig. 3

Acero Inoxidable Quirúrgico

Las suturas de acero inoxidable quirúrgico tienen gran flexibilidad y resistencia incluso en calibres muy finos, ofrecen elevada seguridad del nudo y alta compatibilidad con los implantes y prótesis de acero inoxidable así como escasa reacción tisular. Las suturas de acero inoxidable quirúrgico no deben utilizarse cuando se implante una prótesis de otra aleación dado que podría producirse una reacción electrolítica desfavorable.⁹

Entre los inconvenientes asociados a las suturas de aleación se incluyen dificultad de manipulación, riesgo de accidentes en el personal quirúrgico, posibilidad de rasgar el tejido del paciente, fragmentación, aparición de rebabas en los hilos y formación de arrugas que harían inservible la sutura.^{8,}

¹¹ Fig. 4

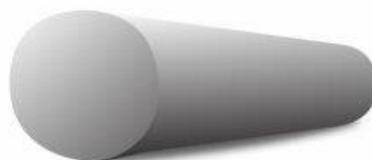


Fig.4 Sutura acero inoxidable⁹



Sintéticos:

Nailon

Las suturas de nailon se fabrican con un polímero de poliamida, estas suturas se fabrican en forma de hilo monofilamento o multifilamento caracterizados por una alta resistencia a la tensión y una baja reacción de los tejidos. Implantadas in vivo se degradan por hidrólisis a un ritmo de aproximadamente entre el 15% y el 20% al año, las suturas de nailon monofilamento tienen tendencia a volver a su estado original (una propiedad conocida como "memoria"). Por lo tanto, es necesario realizar una mayor cantidad de nudos.^{6, 8, 10, 11} Fig. 5



Fig. 5 A Sutura de Nailon multifilamento, B monofilamento

Politetrafluoroetileno (PTFE®)

Sutura de última generación el teflón es una sutura monofilamento no absorbible de un polímero similar al polietileno, en el que los átomos de hidrogeno han sido sustituidos por átomos de flúor.



Sus características son que es inerte y no reacciona con otras sustancias químicas, tiene gran permeabilidad, es suave al paso con los tejidos, su compatibilidad es excelente pero por su porosidad da como resultado una capacidad de absorción haciendo que sean propensas a la colonización bacteriana del biofilm. Fig. 6



Fig. 6 Sutura de Teflón Fuente Directa

Poliéster

El poliéster puede encontrarse como monofilamento o multifilamento, recubiertas de polibutilato. El polibutilato fue el primer recubrimiento sintético desarrollado como lubricante de sutura quirúrgica, el recubrimiento facilita el paso de los hilos trenzados a través del tejido y ofrece una excelente flexibilidad, manejo y suavidad al anudar. Tanto el material de sutura como el recubrimiento son biocompatibles, estas suturas provocan una mínima reacción en los tejidos y conservan su resistencia in vivo durante períodos prolongados de tiempo. ^{6, 8, 11} Fig. 7

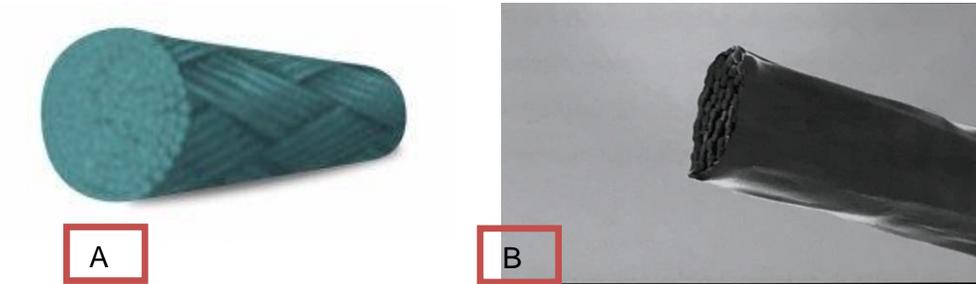


Fig. 7 A Sutura de poliéster monofilamento B polifilamento recubierta ^{5,9}

Polipropileno (Prolene®)

Es un monofilamento de un polímero. Ofrece una buena seguridad al anudar, tiene dos cualidades especiales: por ser inerte, no se adhiere a los tejidos y la retirada es muy fácil, no está sujeto a degradación por las enzimas tisulares y causa mínima reacción.^{6, 8, 11} Fig. 8



Fig. 8 Sutura de Polipropileno⁹



1.6.2 Absorbibles

Estas suturas se preparan con colágeno de mamíferos sanos o con polímeros sintéticos. Algunas se absorben rápidamente, mientras que otras son tratadas o químicamente estructuradas para prolongar el tiempo de absorción. Pueden también estar impregnadas o recubiertas con agentes que mejoran sus propiedades de manejo y teñidas con un colorante aprobado por la Administración Federal de Drogas y Alimentos (FDA) de los Estados Unidos, para aumentar su visibilidad en el tejido.¹¹

Las suturas absorbibles pueden utilizarse para mantener los bordes de la herida aproximados temporalmente hasta que los tejidos adquieran nuevamente resistencia suficiente antes de absorberse.⁸

Ventajas

- Son más útiles en zonas de difícil acceso, debido a que no precisan ser retirados.
- Son más útiles en suturas intradérmicas en las cuales el material no es retirado.¹¹

Desventajas

- Existen factores que alteran el tiempo de reabsorción de los materiales como fiebre, infección, nutrición, lo cual incide en la resistencia de la sutura.



- La reabsorción se acelera en la cavidad bucal debido a su alta hidratación que mantiene húmeda la sutura todo el tiempo. ¹¹

Naturales:

Catgut Simple y Crómico

Ambos consisten en hilos procesados de colágeno altamente purificados, el porcentaje de colágeno determina su fuerza de tensión y su capacidad para ser absorbida por el organismo.

Está fabricada a partir de submucosa de intestino delgado de ovino e hilada en hebras de monofilamento, su duración es de 5 a 7 días y se disuelve por la acción de enzimas proteolíticas. Debe ser utilizada en medios asépticos ya que en medios con infección tiende a la ruptura. ^{6, 11} Fig. 9



Fig. 9 Sutura de Catgut⁹



Sintéticos

Poliglactina 910 (Vicryl®)

Es un material sintético, multifilamento trenzado, ofrece mínimo arrastre, facilidad de manipulación y una gran seguridad de los nudos.

El recubrimiento es una combinación 50/50 de copolímero de lactato-glicolato y estearato cálcico. El estearato cálcico está compuesto de calcio y ácido esteárico dos sustancias presentes en el organismo que son fácilmente metabolizadas y excretadas.

El polímero se rompe por digestión enzimática y se absorbe por reacción inflamatoria, es la única sutura con datos a 28 días aprobados oficialmente por la FDA. Toda la resistencia inicial a la tensión se pierde a los 35 días tras la implantación. La absorción es prácticamente completa a los 56-72 días (63 días en promedio). Los ácidos láctico y glicólico se eliminan rápidamente del cuerpo, principalmente a través de la orina.^{6, 8, 11} Fig. 10



Fig. 10 Sutura de Poliglactina⁹



Poliglactina 910 (Vicryl Rapid®)

Esta sutura trenzada está compuesta de un copolímero de lactato y glicolato, recubierta de una combinación 50/50 de lactato, poliglactina 370 y estearato cálcico. La sutura se somete a un proceso de irradiación reduciéndose su peso molecular para que la absorción sea más rápida.

VICRYL RAPID es la sutura sintética más rápida que existe en la actualidad. Está indicada para aquellos casos que requieran una sujeción de la herida a corto plazo. A los 12 días aproximadamente se pierde toda la resistencia a la tensión, a los 42 días la absorción es completa.⁸ Fig. 11



Fig. 11 Sutura de Poliglactina⁹

Poliglecaprone 25 (Monocryl®)

Esta sutura monofilamento ofrece una máxima flexibilidad para facilitar la manipulación y la realización de nudos. Compuesta de un copolímero de glicolato y de épsilon-caprolactona, es prácticamente inerte en los tejidos.

Puede tener preferencia para las intervenciones que requieran una alta resistencia inicial a la tensión en las dos primeras semanas de postoperatorio, puede encontrarse en violeta o sin teñir. La sutura violeta mantiene la resistencia durante 28 días. La sutura incolora conserva su resistencia durante 21 días. La absorción de ambas es total entre los 91 y 119 días.^{8, 11} Fig. 12

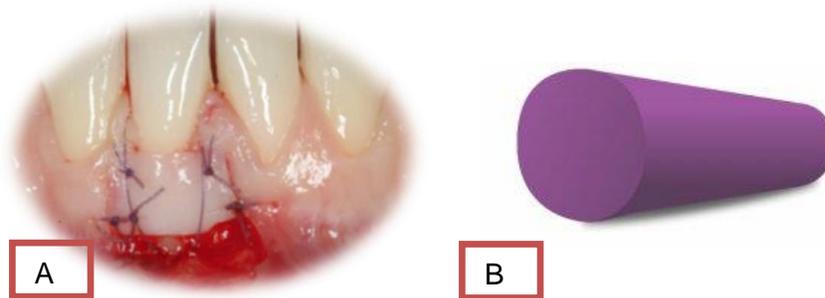


Fig. 12 A foto clínica donde se observa la sutura Poliglecaprone^{Fuente Directa} B estructura de la Sutura de Poliglecaprone⁹

Ácido poliglicólico (Dexon®)

Se trata de un polímero de ácido glicólico, trenzado, se absorbe por degradación enzimática en un rango de 2 a 8 semanas, produce mínima reacción tisular.¹¹Fig. 13



Fig. 13 Sutura de Ácido Poliglicólico⁹



Polidioxanona (PDS II®)

Esta sutura monofilamento, reabsorbible y sintético está compuesta de un polímero poliéster que le confiere gran suavidad y flexibilidad, así como sujeción de la herida de hasta 98 días. PDS II es la sutura absorbible con el periodo más prolongado de resistencia que existe en la actualidad.

Este material es idóneo para la aproximación de todo tipo de indicaciones que requieran soporte prolongado, mantiene su tensión aun en presencia de infección ya que tiene baja afinidad por los microorganismos, PDS es un material de primera elección para cierre general en todo tipo de pacientes, y su prolongada fuerza tensil le convierte en especialmente adecuado en pacientes obesos, o con factores de riesgo.

Las suturas absorbibles de vida larga han demostrado superior eficacia y seguridad en esta indicación, tanto frente a absorbibles de vida media, como a no absorbibles. Las suturas PDS II están disponibles en colores naturales o teñidos en violeta para mejorar su visibilidad. Su principal desventaja es que tiende a extruirse por lo tanto se recomienda su utilización en planos profundos.^{8, 11} Fig. 14



Fig. 14 Sutura Polidioxanona⁹



1.7 Características del Material de Sutura Ideal

- Ser estéril
- Causar Mínima reacción tisular
- Ser resistente
- Flexible
- Suave
- Deslizase con facilidad
- Mantener su estructura
- Biocompatibilidad
- No lesionar mayormente los tejidos
- Ser económico
- Gran fuerza de estiramiento (fuerza tensil).
- Resistir la descamación (liberación de minúsculas partículas de sutura al interior de la herida).
- Diámetro siempre uniforme a lo largo del hilo de sutura^{1, 3, 6}

Y no debe:

- Favorecer el desarrollo de bacterias
- Cortar los tejidos
- Ser alergénico
- Ser capilar
- Ser electrolítico.^{3, 6}



1.8 Objetivos de la Sutura

La sutura al unir los bordes de la herida asegura su curación o cicatrización por primera intención, además de favorecer una buena hemostasia debe poseer los siguientes objetivos:

- Reposicionar los tejidos en su lugar original o colocarlos en alguna otra posición deseada.
- Conseguir una unión adecuada de los bordes de la herida.
- Eliminar espacios muertos donde podrían acumularse líquidos y sangre y servir como medio de cultivo para los microorganismos.
- Controlar el exudado desde el hueso alveolar, proteger el coágulo en la zona cicatricial y los bordes gingivales.³

1.9 Principios de la Sutura

- Cada caso requiere una sutura y una aguja adecuada. Se debe utilizar el menor calibre posible y la aguja más delgada a fin de traumatizar lo menos posible los tejidos.
- La aguja debe ir unida a la sutura



-
- Los primeros puntos son de los ángulos de la incisión y los últimos son de las descargas verticales
 - Se debe intentar conseguir un contacto borde a borde de la incisión.
 - Evitar traccionar o estirar los tejidos en forma excesiva ya que el exceso de tensión puede provocar desgarros.
 - Los puntos de sutura deben tomar la misma cantidad de tejidos a ambos lados de la línea de incisión.
 - Se debe realizar la mínima cantidad de puntos posibles a fin de mantener unidos y coaptados los bordes de la herida. Sin embargo, se debe evitar dejar espacios muertos ya que facilitan la acumulación de secreciones y predisponen a la infección.
 - Los puntos deben tomar más tejido de la zona profunda para conseguir así una ligera eversión de los bordes de la herida.
 - La sutura debe incluir todo el grosor de la mucosa bucal.
 - Al realizar los nudos se debe evitar la tensión entre los bordes.¹¹



CAPÍTULO 2. PRINCIPIOS DE CICATRIZACIÓN E INFLAMACIÓN

2.1 Definición de Inflamación

La inflamación es una reacción sistémica y local de los tejidos y la microcirculación frente a una agresión patógena. Se caracteriza por la producción de mediadores inflamatorios, movimiento de líquidos y leucocitos desde la sangre a los tejidos extravasculares.

La función principal de la respuesta inflamatoria consiste en eliminar una agresión patógena y eliminar los componentes hísticos dañados para así permitir que tenga lugar la reparación.

La inflamación se encuentra relacionada con el proceso de reparación que reemplaza el tejido dañado o rellena los defectos residuales con tejido cicatricial fibroso.

El grado de respuesta inflamatoria recibe impacto de factores múltiples como la duración de la agresión, el tipo de agente extraño, el grado de lesión y el microambiente. La inflamación puede dividirse en aguda y crónica.



Las células específicas se reúnen para atacar y destruir los agentes lesivos como microorganismos infecciosos, toxinas y material extraño que se digieren mediante enzimas.¹²

- **Iniciación.** La respuesta inflamatoria tiene como consecuencia la activación de mediadores solubles y el reclutamiento de células inflamatorias hacia el área lesionada. Se liberan moléculas desde el agente lesivo, las células dañadas y la matriz extracelular que alteran la permeabilidad de los vasos sanguíneos adyacentes, esta respuesta conduce a una rápida inundación de los tejidos lesionados con líquidos, factores de coagulación citosinas, quimiocinas, plaquetas y células inflamatorias.
- La **amplificación** depende de la extensión de la lesión y de la activación de mediadores como cininas.
- La **Destrucción** de los agentes lesivos se da por digestión enzimática y la fagocitosis reducen o eliminan el material extraño o los microorganismos infecciosos.
- La **finalización** de la respuesta inflamatoria recibe la mediación de mecanismos antiinflamatorios intrínsecos que limitan el daño hístico y permiten la reparación y retorno a la función fisiológica normal.^{11, 12}



2.2 Inflamación Aguda

Es la reacción temprana e inmediata de los tejidos locales y sus vasos sanguíneos a un agente lesivo, se dirige sobre todo a la eliminación del agente lesivo y la limitación de la extensión del daño tisular. Pudiéndose desencadenar por distintos estímulos como infecciones, reacciones inmunitarias, traumatismos, agentes físicos o químicos y necrosis tisular, se da en 2 fases, la fase vascular y la fase celular.¹²

2.3 Inflamación Crónica

La inflamación crónica puede desarrollarse como consecuencia de un proceso inflamatorio agudo recurrente que puede durar semanas, meses o incluso años. La característica de la inflamación crónica es la infiltración por células mononucleares como los macrófagos y linfocitos en vez del flujo de llegada de neutrófilos que es común observar en la inflamación aguda.¹²

2.4 Definición de Cicatrización

Podemos definir a la cicatrización como una respuesta biológica que consiste en una serie de procesos celulares y bioquímicos que llevan a la reconstitución de la integridad y funcionalidad de un tejido que ha sido lesionado.



En términos filogenéticos el proceso de cicatrización es esencial para la trascendencia pues un organismo que no es capaz de repararse frente a una agresión, finalmente no es capaz de sobrevivir.^{11, 12}

En este punto cabe distinguir dos términos, por una parte se habla de regeneración cuando la cicatrización tenga lugar en base a un tejido que es estructural y funcionalmente indistinguible del tejido original, y de reparación, cuando la integridad tisular se logra reconstruir en base a un tejido cicatricial con una densidad celular significativamente más baja que las del tejido originalmente lesionado.¹⁰

2.5 Factores que Afectan la Cicatrización del Paciente

Es necesario recordar que la cicatrización en la cavidad oral resiente de la colonización bacteriana y de los sometimientos mecánicos a los que continuamente son sometidos los tejidos durante la fonación, masticación y deglución, el proceso de cicatrización de los tejidos puede estar influenciado por diversos factores tanto locales como generales.

2.5.1 Factores Generales

Entre los factores generales que pueden reducir las capacidades regenerativas de los tejidos dañados es necesario tomar en cuenta las condiciones de salud del paciente como:



-
- **EDAD:** con el envejecimiento el tejido va perdiendo su tono y elasticidad, ya que el metabolismo y la circulación sanguínea se alteran. Dichos factores influyen sobre la respuesta celular y el depósito de colágeno. La edad por sí misma no es un factor determinante en la cicatrización de heridas, sino las enfermedades crónicas que se asocian al envejecimiento.
 - **PESO:** los pacientes obesos pueden tener un exceso de grasa en el lugar de la herida. Dado que la grasa recibe un riego sanguíneo deficiente, este tejido se vuelve más vulnerable a los traumatismos y las infecciones.
 - **ESTADO NUTRICIONAL:** la malnutrición general, asociada o no con enfermedades crónicas, cáncer, o deficiencias concretas de carbohidratos, proteínas, zinc y vitaminas puede afectar negativamente al proceso de cicatrización. Una dieta adecuada es fundamental para sustentar la actividad celular y la síntesis del colágeno en el lugar afectado por la herida.
 - **HIDRATACIÓN:** el desequilibrio electrolítico secundario a la deshidratación puede afectar a la función cardiovascular y renal, al metabolismo celular, a la oxigenación de la sangre y a la función hormonal. Estos efectos tienen impacto negativo sobre el proceso de cicatrización.



-
- **RIEGO SANGUÍNEO DEL LUGAR DE LA HERIDA:** el oxígeno es necesario para la supervivencia de las células y por consiguiente, para la cicatrización. Cualquier factor que reduzca el suministro de sangre, como la arteriopatía diabética o la arteriosclerosis dificultan e incluso detienen el proceso de cicatrización.
 - **RESPUESTA INMUNOLÓGICA:** las inmunodeficiencias pueden afectar seriamente a la cicatrización, ya que es un proceso mediado por células como los linfocitos o los neutrófilos. Los pacientes VIH, los que han recibido tratamiento quimioterápico o los que hayan tomado de forma prolongada dosis altas de esteroides pueden tener debilitado el sistema inmunológico. Igualmente, ciertos pacientes tienen alergia a materiales de sutura concretos. Estas alergias pueden provocar una respuesta inmunológica intensa que interfiere en el proceso de cicatrización.
 - **ENFERMEDADES CRÓNICAS:** los tejidos afectados por patologías crónicas como los trastornos endocrinológicos, diabetes, enfermedades degenerativas o infecciones localizadas cicatrizan más lentamente y son más vulnerables a las complicaciones, dado que pueden alterar la estructura celular de los tejidos. En estos casos, el cirujano ha de plantearse el efecto de estas patologías, así como su impacto potencial en la recuperación del paciente tras la intervención.
 - **RADIOTERAPIA:** la radioterapia de la zona quirúrgica antes o justo después de la cirugía puede alterar la integridad de los tejidos y entorpecer considerablemente la cicatrización, provocando complicaciones significativas. Los procedimientos quirúrgicos de las



enfermedades neoplásicas deben planificarse con el fin de minimizar la posibilidad de que aparezcan estos problemas.^{1, 8}

2.5.2 Factores Locales

- Presencia de material extraño
- Tejido necrótico
- Tensión del material de sutura¹

2.6 Patrones de Cicatrización de los Tejidos Periodontales

A un nivel más clínico, dependiendo de las características del daño tisular, así como de los factores que rodean el cierre de la herida hablamos de tres tipos de cicatrización:

2.6.1 Cicatrización por Primera Intención

La cicatrización por primera intención se produce cuando una herida, generalmente limpia es cerrada por medio de suturas, lográndose una íntima aproximación de los bordes.¹¹

Es la cicatrización más deseable ya que se produce una cicatrización rápida, reduce el riesgo de infecciones causadas por la penetración de gérmenes en los planos submucosos, subcutáneos y con mínima formación de cicatriz. En



este tipo de cicatrización se producen tres fases: la fase inflamatoria, la proliferativa y la fase de remodelado.⁴

2.6.2 Cicatrización por Segunda Intención

La aproximación de los bordes no se logra establecer, por lo cual la cicatrización se produce en base a un tejido conectivo de granulación que aflora en la brecha dejada por los bordes de la herida.¹¹

En este tipo de cicatrización el espacio que separa los márgenes de la herida será separado por tejidos de neoformación denominado tejido de granulación. El tejido de granulación es inicialmente rico en células hemáticas, bien vascularizado y en 24-48 horas se enriquece con fibroblastos provenientes de los tejidos adyacentes, responsables de la formación de tejido cicatricial. En los días sucesivos, el tejido de granulación evoluciona en un tejido fibroso denso caracterizado por fibras colágenas neoformadas y apiñadas entre sí.⁴ El proceso de cicatrización se concluye con la total transformación del tejido de granulación en el tejido cicatricial en el que los fibroblastos se transforman en miofibroblastos.

2.6.3 Cicatrización por Tercera Intención

En el caso de heridas contaminadas o con avulsión de tejidos se espera una granulación del tejido inicial por segunda intención. Posteriormente se realiza un cierre primario diferido de la herida.¹¹ Fig.15

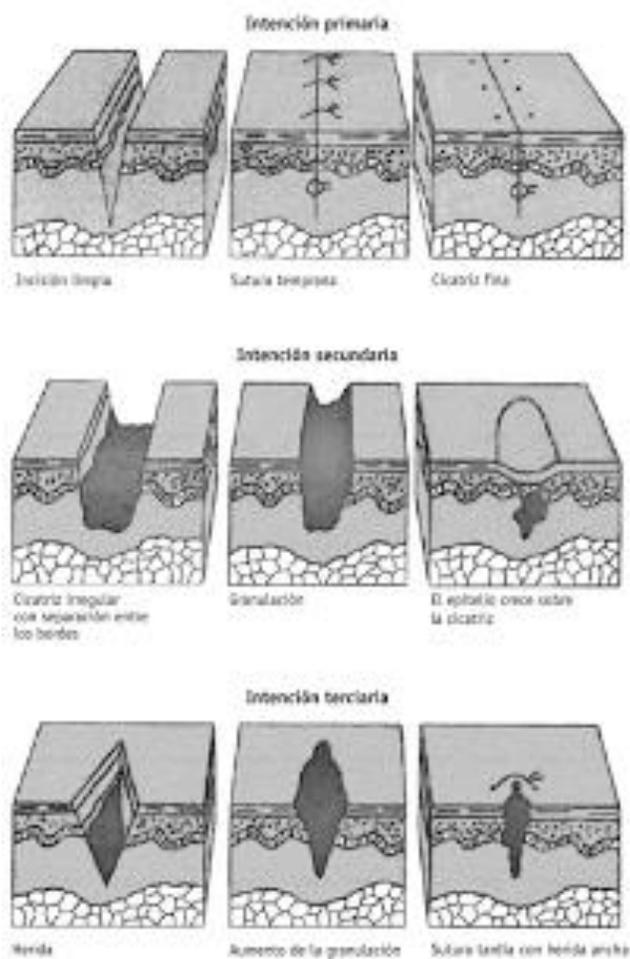


Fig. 15 Patrones de Cicatrización¹



2.7 Principios quirúrgicos

El personal médico puede influir en muchos de los factores que afectan al proceso de cicatrización. La prioridad debe ser conseguir una cicatrización óptima, evitando infecciones. Los organismos existentes en el cuerpo del propio paciente son causa común de infecciones postoperatorias, y los agentes transportados por el personal médico también suponen un peligro.

Además de las precauciones relacionadas con la esterilización, deben tenerse en cuenta los siguientes factores:

a. Longitud y dirección de la incisión: la incisión debe ser lo suficientemente larga para permitir una exposición óptima. Al realizar la incisión, el cirujano debe tener en cuenta las siguientes circunstancias:

- La dirección de cicatrización natural de las heridas es de lado a lado, y no de extremo a extremo. Por tanto, los mejores resultados estéticos se pueden obtener cuando las incisiones son paralelas a la dirección de las fibras.
- La disposición de las fibras varía según el tipo de tejido los resultados pueden variar dependiendo de la capa de tejido afectada.

b. Técnica de disección: debe realizarse una incisión limpia a través de la piel, con un sólo trazo de bisturí y ejerciendo una presión constante. El cirujano debe mantener la integridad de los nervios, vasos sanguíneos y músculos subyacentes siempre que sea posible.



c. Manipulación de los tejidos: se deben reducir al mínimo los traumatismos causados en los tejidos, ya que éstos son una causa de retardo de la cicatrización. Para ello, se debe manipular los tejidos lo menos posible y con mucha suavidad.

Los separadores deben colocarse con cuidado para evitar que hagan excesiva presión, ya que la tensión puede originar complicaciones serias: menor riego sanguíneo y linfático, alteración del estado fisiológico local de la herida y predisposición a la colonización microbiana.

d. Hemostasia: es importante reducir el flujo de sangre y fluidos al lugar de la herida, utilizando métodos mecánicos, térmicos o químicos.

La hemostasia permite al cirujano trabajar en un campo más despejado y con mayor visibilidad, para que la precisión sea mayor. Además, conseguir una hemostasia completa antes de cerrar la herida también evitará la formación de hematomas postoperatorios, y la consiguiente generación de espacios muertos. Éstas constituyen un caldo de cultivo ideal para la proliferación bacteriana y pueden causar infecciones graves. La ligadura masiva que abarque zonas amplias de tejido puede producir necrosis (muerte del tejido) y prolongar el tiempo de cicatrización.

e. Humedad: durante intervenciones largas, para evitar que se resequen los tejidos, el cirujano puede irrigar periódicamente la herida con una solución de suero fisiológico templada o cubrir las superficies expuestas con gasas empapadas en solución salina.



f. Retirada de tejidos necróticos o materiales extraños: la retirada adecuada de todos los tejidos muertos y la extracción de materiales extraños alojados en la herida son fundamentales para la cicatrización, especialmente en heridas traumáticas. La presencia de suciedad u otros materiales aumenta las probabilidades de infección.

g. Tipo de material de cierre: el cirujano debe evaluar cada caso concreto y elegir el material que ofrezca las mejores oportunidades de cicatrización y reduzca al mínimo la posibilidad de que se produzcan infecciones. Cuando se implantan materiales extraños, como las suturas, los tejidos reaccionan. Esta reacción puede variar entre mínima y moderada, dependiendo del tipo de material implantado. La reacción será más intensa si se ve complicada por infecciones, alergias o traumatismos. Además, en un primer momento, el tejido se resistirá al paso de la aguja del cirujano y de la sutura. Una vez implantadas las suturas, se producirá edema. Esto puede causar muchas molestias al paciente durante la recuperación, así como la formación de cicatrices tras la necrosis isquémica.

h. Eliminación de espacios muertos en la herida: los espacios muertos de una herida se producen porque parte del tejido no se ha aproximado lo suficiente, o bien porque quede aire o fluido atrapado entre las capas de tejido. Esto es más común en el tejido adiposo, que suelen recibir menos riego sanguíneo. El suero o la sangre pueden quedar atrapados y constituir un medio ideal para la proliferación de microorganismos causantes de infecciones. El cirujano puede colocar un drenaje o aplicar un vendaje de compresión para ayudar a evacuar los espacios muertos de la herida durante el postoperatorio.



i. Tensión del cierre: aunque debe aplicarse tensión suficiente para aproximar el tejido y eliminar los espacios muertos, las suturas no deben estrangular el tejido. Con ello se evitan al paciente molestias innecesarias, isquemia o necrosis celular durante el proceso de cicatrización.

j. Inmovilización: para que la curación sea efectiva y se reduzca al mínimo el tamaño de la futura cicatriz, puede ser necesario inmovilizar la herida.^{8, 13}

2.8 Fases de la Cicatrización

La cicatrización de la herida quirúrgica consiste en tres fases: la fase inflamatoria, la proliferativa y la fase de remodelado.

2.1.1 Fase Inflamatoria

También conocida como fase de sustrato se desarrolla en los primeros 5 días y se caracteriza por una respuesta vascular en la que se observa el proceso de hemostasia y de formación del coágulo, es la fase en la que se crea o genera la base que da paso a la cicatrización ideal. Cuanto más larga sea la reacción inflamatoria más se prolonga también esta fase, es decir su duración se relaciona de modo directo con la proporción del daño o traumatismo causado en el tejido.¹⁰

La respuesta celular se produce a través de la infiltración tisular de los elementos leucocitarios: granulocitos, neutrófilos, eosinófilos, linfocitos y macrófagos dotados de actividad fagocitaria. Los componentes de esta fase son la respuesta vascular, respuesta hemostática.¹² Fig. 16

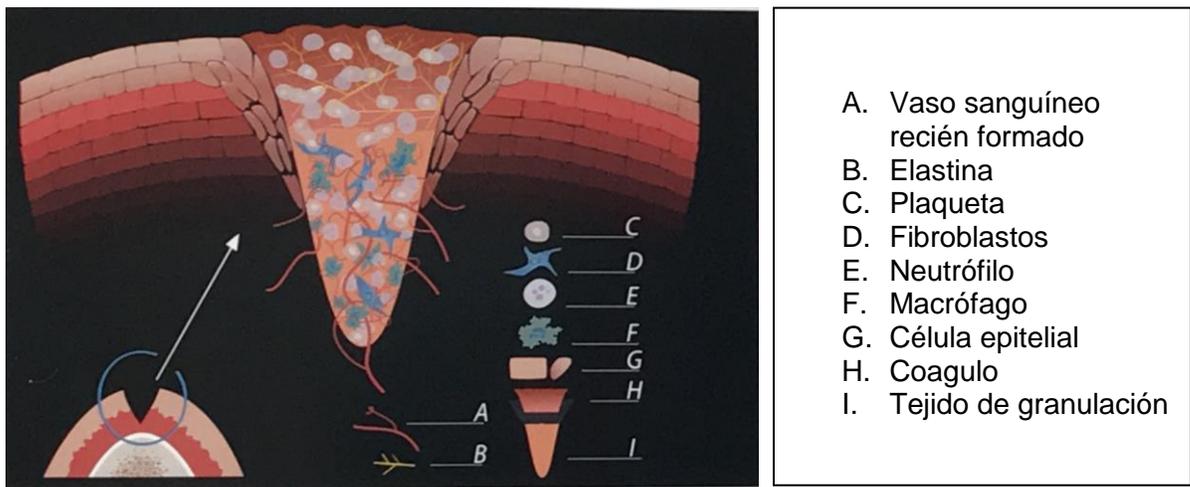


Fig. 16 Celulas participantes en el proceso de inflamacion⁵

2.8.1.1 Fase Vascular

Esta fase se caracteriza por tres aspectos muy bien definidos en los vasos sanguíneos pequeños en el sitio de la lesión, comienza con una vasoconstricción que dura unos cuantos minutos a la que le sigue con rapidez la vasodilatación que afecta a las arteriolas y a las vénulas con un incremento secundario del flujo sanguíneo capilar que genera calor y eritema, esto se acompaña de un aumento de la permeabilidad vascular con escape de fluido rico en proteínas hacia la zona de la herida.⁵



La pérdida de proteínas reduce la presión osmótica capilar e incrementa la presión osmótica intersticial, esto aunado al incremento de la presión capilar genera un flujo de salida intenso del fluido y su acumulación en los espacios tisulares lo que produce tumefacción y dolor.

Al tiempo que el fluido se desplaza hacia fuera de los vasos sanguíneos, se presentan la detención del flujo sanguíneo y la coagulación ayudando a limitar la diseminación de los microorganismos.¹²

Esta es la primera medida encaminada a restringir la pérdida de sangre. La luz de los pequeños vasos se cierra por retracción, las plaquetas se agrupan y forman tapones hemostáticos en arteriolas y capilares.¹

2.8.1.2 Fase Celular

La respuesta celular comienza en las primeras 12 a 16 horas de que la herida se produjo, aparecen altas cantidades de leucocitos polimorfonucleares, seguido de una gran cantidad de macrófagos.

En esta fase de sustrato aparecen después células redondas, linfocitos, leucocitos y monocitos así como células cebadas que liberan polisacáridos y enzimas hidrolíticas que intervienen en la absorción de los residuos y resorción de colágeno. Se sabe que las células inflamatorias regulan la reparación de la matriz del tejido conjuntivo.^{1, 12}



2.1.2 Fase Proliferativa

La fase de inflamación provee los elementos necesarios para la fase de proliferación en la cual predomina la actividad celular.

Los eventos más representativos dentro de esta fase son la creación de una barrera permeable (reepitelización), el reestablecimiento del suministro de sangre y oxígeno (angiogénesis) y reforzamiento del tejido dermal (fibroplasia) Se produce del día 5 al 14.¹

Esta etapa se caracteriza por la migración de fibroblastos, la deposición de la matriz extracelular provisional (MEC) y formación del tejido granular. Con el avance de la fase proliferativa la matriz provisional (fibrina-fibronectina) es reemplazada por tejido granular con colágeno tipo I predominantemente.

En esta etapa proliferan los fibroblastos los cuales producen una variedad de sustancias esenciales (factores de crecimiento) para la reparación de la herida que incluyen glicosaminoglicanos (GAG) y colágeno. Los GAG son importantes constituyentes MEC y juegan un importante rol en la deposición y agregación de fibras como colágeno, fibrina, fibronectina y ácido hialurónico, lo que se relaciona con la fuerza de tensión del sitio.^{2, 12}



2.1.3 Reparación Epitelial

Se realiza velozmente por migración y reparación de las células epiteliales con el consecuente cierre de la herida. Este proceso, sin embargo, necesita de un plano mucoso o subcutáneo de soporte en capacidad de favorecer la proliferación y la migración tisular.

2.1.4 Reparación Conjuntiva

Se produce gracias a la proliferación de fibroblastos que en las primeras 48-72 horas empiezan a sintetizar colágeno. El agregado de colágeno lleva a la formación de microfibrillas que al organizarse en haces y fibras, determinan la formación de fibras colágenas maduras, inicialmente en tipo III y tipo I.

2.1.5 Fase de Remodelado

En esta fase final se produce después de los 14 días, se inicia el fenómeno de la contracción tisular en el que los fibroblastos son sustituidos por células similares pero con capacidades contráctiles, denominadas miofibroblastos. La presencia de estas células conlleva al remodelado y reorganización de las fibras de colágeno hay una reducción en la densidad de macrófagos y fibroblastos al igual que se detiene la migración de factores de crecimiento desde los capilares, disminuye el tamaño de la herida y aumenta la fuerza de contracción del tejido que finaliza después de las 6-7 semanas.^{3, 12}



CAPÍTULO 3. ADHERENCIA BACTERIANA

3.1 Definición de Biopelícula

El ser humano está expuesto a la colonización de una amplia variedad de bacterias, esta flora microbiana establecida suele vivir en armonía con el huésped, generando homeostasis. ¹⁴

La placa dentobacteriana (PDB) es una biopelícula natural, la biopelícula es una comunidad de microorganismos unidos a una superficie sólida, con las bacterias encapsuladas en polímeros derivados de ellas mismas.

La placa dentobacteriana es una masa organizada, consiste principalmente en bacterias que se encuentran presentes en casi todas las superficies orales. ¹⁵

3.2 Estructura y Composición de la Biopelícula

La placa PDB consiste principalmente en bacterias, matriz orgánica de polisacáridos – proteínas que consisten en subproductos bacterianos como las enzimas, restos de comida, células descamadas y componentes orgánicos como calcio y fosfato.



La materia alba es una concentración de microorganismos, alimento, células epiteliales descamadas, leucocitos y una mezcla de proteínas y lípidos salivales, suele ser de color amarillo o blanco grisáceo, suave y pegajoso que carece de una estructura organizada.¹⁶

El biofilm está compuesto por bacterias, que representan un 15%- 20% del volumen, y una matriz o glicocáliz, que representaría el 75% - 80%. Esta matriz está compuesta por una mezcla de exopolisacáridos, proteínas, sales minerales y material celular. Los exopolisacáridos representan el componente fundamental de la matriz y son producidos por las propias bacterias del biofilm. Los exopolisacáridos participan de forma fundamental en el desarrollo del biofilm, pues su intervención mantiene la integridad del todo.

Los propios exopolisacáridos producidos por unas bacterias pueden actuar como fuente de nutrientes para otras bacterias y, de la misma forma, pueden atrapar otros nutrientes del medio y ofrecerlos a los distintos tipos bacterianos presentes en el biofilm, lo cual supone una ventaja para el desarrollo bacteriano.^{14, 17}



3.3 Formación de la Biopelícula

El proceso de formación se divide en tres fases principales:

3.3.1 Formación de la Película

Todas las superficies de la cavidad oral están cubiertas con una capa de material orgánico conocido como película adquirida, compuesta por más de 180 péptidos, proteínas y glicoproteínas, como queratinas, mucinas y proteínas, otros sitios que sirven como receptores para las bacterias. Esta película comienza a formarse a los segundos en una superficie limpia ya que es expuesta al medio oral.^{16, 18} Fig. 17

3.3.2 Adhesión Inicial de Bacterias

Se trata de interacciones específicas entre moléculas de adhesina en la superficie de las células microbianas y los receptores de la película salival que determinan si una célula bacteriana permanecerá asociada con la superficie. Dando lugar a los colonizadores primarios que proporcionan nuevos sitios de unión para la adhesión de otras bacterias bucales.¹⁶

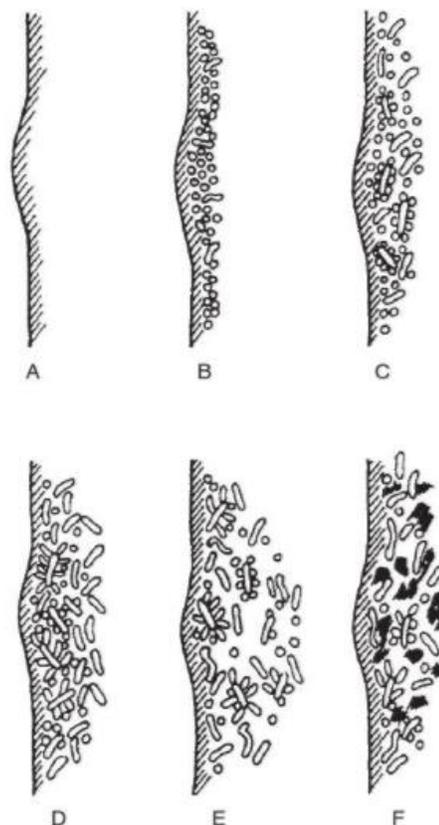


Fig. 17 Desarrollo de placa dental en una superficie limpia.¹⁸



3.4 Enfermedades Causadas por Biofilm

Al penetrar en el organismo, las bacterias producen una serie de enfermedades infecciosas que pueden clasificarse agudas y crónicas.

3.4.1 Agudas

Producidas por agentes exógenos, tienen un inicio rápido y se desarrollan en días o semanas. Los microorganismos o sus productos entran en el cuerpo. La infección se suele resolver de forma rápida. Ejemplos de este tipo de infecciones son los abscesos locales producidos por *Staphylococcus aureus*, las infecciones de las vías respiratorias superiores o las infecciones gastrointestinales.

3.4.2 Crónicas

Están producidas por microorganismos exógenos que penetran en el organismo y persisten durante largos periodos, ya que las defensas del organismo no son capaces de eliminarlos. La lepra y la tuberculosis son ejemplos de este tipo de infecciones.²⁰



CAPÍTULO 4. REACCIÓN TISULAR A LOS MATERIALES DE SUTURA

4.1 Reacción del Tejido Intrabucal en Torno a los Materiales de Sutura

La reacción inicial del tejido después de la sutura es un traumatismo resultante de la penetración y alcanza su culminación al tercer día del posoperatorio (Selving y col. 1998). Es bastante semejante lo que sucede con los hilos de sutura reabsorbibles y no absorbibles.

Desde el punto de vista histológico esta reacción temprana se caracteriza por tres zonas de alteración tisular

1. Exudado celular abundante en la vecindad inmediata de la entrada del conducto del punto
2. Zona concéntrica que alberga células lesionadas así como fragmentos de tejido intacto
3. Zona ancha de células inflamatorias en el tejido conjuntivo circundante.²

Si se deja la sutura reabsorbible un situ por más de 2 semanas después del cierre de la herida todavía queda una reacción inflamatoria aguda, causado por bacterias que entran por el conducto del punto y penetran a lo largo del hilo.



Los datos experimentales y clínicos indican que muchas de las infecciones de las heridas comienzan en torno al material de sutura dejado en el interior de la herida.²

4.2 Mecanismos de Absorción de las Suturas

4.2.1 Suturas Absorbibles

En el caso de suturas orgánicas la absorción ocurre por acción enzimática, mediada por leucocitos que secretan enzimas y degradan la sutura, proceso que varía en el tiempo de acuerdo con el material utilizado y con la condición del paciente.⁸

4.2.2 Suturas No Absorbibles

En el caso de suturas sintéticas, se absorben por hidrólisis, en la cual la acción de los fluidos del cuerpo actúa sobre la sutura, degradando las cadenas de polímeros por medio del agua; por esta razón la sutura sintética provoca un grado menor de reacción tisular; siendo la hidrólisis gradual más predecible, sin embargo, estas condiciones pueden estar influenciadas por factores locales, por ejemplo en la cavidad bucal, el grado de absorción es más acelerado que en otros tejidos.

Durante la primera fase del proceso de absorción, la fuerza de tensión disminuye en forma gradual, casi lineal. Ocurriendo en las primeros días o semanas después de su colocación.



En la segunda fase, a menudo en alternancia con la primera, se caracteriza principalmente por pérdida de la constitución física de la sutura. Estas estructuras promueven respuestas leucocitarias que ayudan a eliminar restos celulares y material de sutura del borde de aproximación del tejido.

La pérdida de fuerza tensil y la tasa de absorción son fenómenos separados ya que la sutura puede perder fuerza de tensión de manera rápida y absorberse lentamente manteniendo la tensión necesaria para la cicatrización de la herida. En cualquier caso, el hilo se disuelve por completo eventualmente dejando trazas indetectables en el tejido.

La reacción infamatoria ante una sutura no absorbible es, en general, menos intensa frente a las absorbibles, siendo el orden decreciente de intensidad para la seda, algodón, poliéster, nailon, polipropileno y acero.

Aunque ofrecen muchas ventajas, las suturas absorbibles también tienen ciertas limitaciones. Si un paciente tiene fiebre, infección o deficiencia proteica, el proceso de absorción puede acelerarse y ocasionar una declinación rápida de la fuerza de tensión.

La absorción puede acelerarse también si las suturas se colocan en un área de la cavidad bucal con humedad atípica o llena de líquido. Además, si las suturas se mojan o humedecen durante su manejo antes de colocarse en el tejido, el proceso de absorción puede acelerarse.



Todas estas situaciones predisponen a complicaciones postoperatorias, ya que la sutura no mantendrá una fuerza adecuada para soportar la tensión hasta que los tejidos hayan cicatrizado suficientemente.^{8, 12}

4.3 Elección Clínica de los Materiales de Suturas

La sutura es parte vital de casi todos los procedimientos quirúrgicos diseñada para estabilizar los márgenes de la herida; se coloca dentro de tejidos de alta vascularización en un ambiente rico en bacterias con un alto potencial infeccioso. Para cumplir con su función estos materiales deben satisfacer las características biológicas como la adherencia bacteriana, la reacción tisular o histocompatibilidad y la reabsorción, así como las características físicas, mecánicas y de manipulación (resistencia a la tracción del nudo, la elasticidad, el calibre, la capilaridad y la superficie). La elección clínica que en cada ocasión individual nos lleva a preferir un material sintético o natural, un filamento simple o múltiple, una sutura reabsorbible o no reabsorbible debe ser razonada y nunca dejada al azar.^{5, 7, 21}



4.4 Adherencia Bacteriana a los Suturas

En cualquier sistema de agua corriente, cualquier sólido que esté sumergido, tiene en su superficie una rica y variada actividad de microorganismos. La clave para que puedan mantener su actividad estos microorganismos es su capacidad de adhesión.

De esta propiedad depende del que puedan fijarse a la superficie y desde esta situación nutrirse y reproducirse o que sean renovados. La superficie del material y su composición pueden influir en la capacidad de adhesión de los microorganismos y en la formación de placa bacteriana. Fig. 19

Las características físico-químicas de los materiales de sutura influyen en la capacidad para atraer bacterias y por consiguiente promueven la infección de la herida. Es decir, la adhesión de las bacterias dependerá de los tipos de sutura, por ejemplo, las de múltifilamentares o trenzadas producen una reacción inflamatoria mayor en la mucosa oral que las suturas de monofilamento debido a las bacterias se adhieren en los intersticios de las suturas trenzadas, siendo más probable una infección.

En términos generales para la adhesión bacteriana influyen los siguientes elementos: material, microorganismos, y mecanismos de defensa.



La superficie de la sutura se reviste a los pocos segundos de ser colocada en el tejido por una película con componentes salivares que actúan como receptores específicos.²²

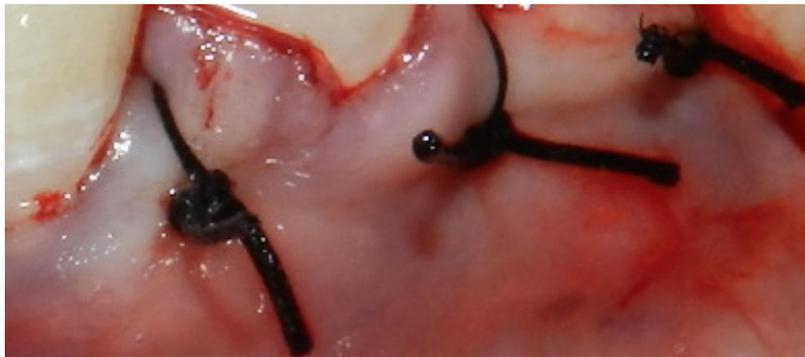


Fig. Aspecto clínico en el que se observa el humedecimiento inmediato de la sutura de seda cuyo componente es de filamento trenzado. Fuente Directa

La revisión de estudios publicados demuestra que en los últimos años se han realizado enormes esfuerzos para la elaboración de hilos de sutura con recubrimientos para modificar la actividad antibacteriana mediante sustancias antimicrobianas, tales como péptidos antimicrobianos, iones metálicos, polímeros y nanomateriales.



En comparación de las suturas sin modificar, se menciona que uno de los principales objetivos de estos estudios es modificar las suturas con agentes antibacterianos para que estas mantengan o maximicen sus características físicas como: resistencia a la tracción, durabilidad del nudo y flexibilidad. Así también de manipulación: fricción y arrastre del tejido.

En diferentes trabajos se menciona que algunos nanomateriales antimicrobianos utilizados como recubrimiento en la sutura son una alternativa para reducir el riesgo de infección en la zona quirúrgica.

Ya que en estudios clínicos aleatorizados y experimentales se ha demostrado que en el recubrimiento de las suturas con triclosán o extractos naturales se ha podido prevenir la infección del sitio quirúrgico. Así mismo, suturas nanoestructuradas, obtenidas por un proceso de plasma, fueron utilizadas en estudios experimentales de animales mostrando la capacidad de prevenir la fijación de bacterias sin comprometer la biocompatibilidad de las suturas. ⁽²³⁾

Las características físico-químicas de los materiales de suturas influyen en la capacidad para atraer bacterias y por consiguiente promueven la infección de la herida. Es decir, la adhesión de las bacterias dependerá de los tipos de sutura, por ejemplo, las de multifilamentares o trenzadas producen una reacción inflamatoria mayor en la mucosa oral que las suturas de monofilamento debido a las bacterias se adhieren en los intersticios de las suturas trenzadas, siendo más probable una infección.

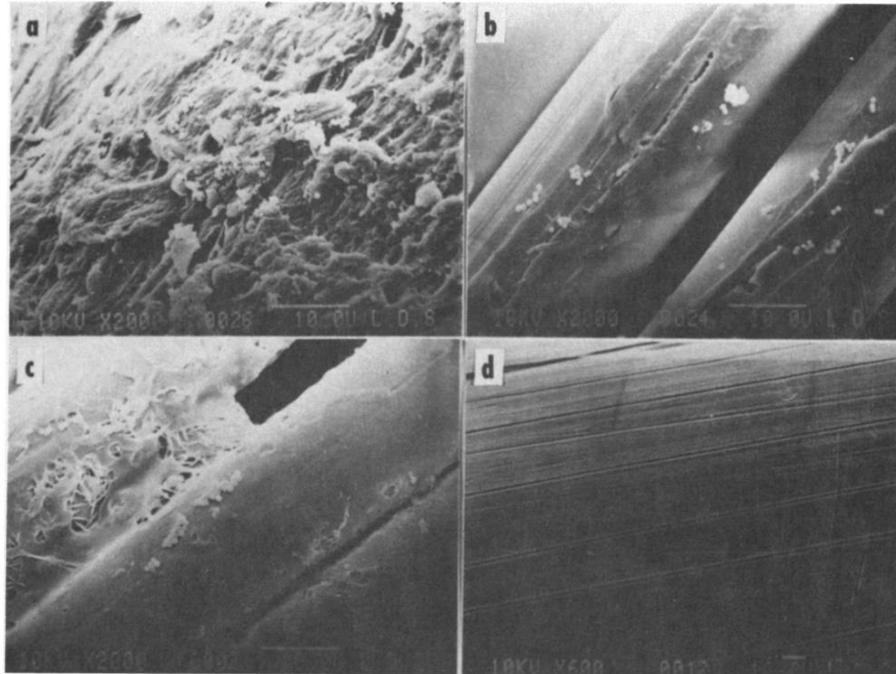


Fig. 19 Corte histológico mostrando la adherencia bacteriana (a) Catgut Crómico, (b) Acido Poliglicólico, (c) Poliglactina 910, (d) Polidioxonona¹⁸

4.5 Reacción Tisular y Cicatrización

Una sutura colocada en la cavidad bucal se afecta de manera diferente que una sutura en condiciones extraorales debido a las condiciones orales de humedad, alimentación, trauma masticatorio, microorganismos, etc.²⁴

Queda claro que los materiales de sutura pueden ser factores de riesgo para la cicatrización de la herida, llevando a complicaciones de las heridas postoperatorias como infección, bacteriemia, abscesos o endocarditis. Estas infecciones postoperatorias son complicaciones frecuentes en cirugías orales ocurriendo en aproximadamente el 2-12% de los casos con mayor riesgo de complicaciones graves en los pacientes con enfermedades crónicas como diabetes y de enfermedades del corazón.²³

La biopelícula adherida a los materiales de sutura retrasa la cascada de cicatrización debido a la reacción tisular provocada por los microorganismos.²⁵

Fig. 21



Fig. 21 Aspecto clínico de cicatrización temprana en el que se observa un sitio infectado por microorganismos. Fuente directa



La cicatrización de la herida depende principalmente de la formación y organización tempranas del coágulo sanguíneo y del establecimiento de una unión del coágulo resistente a las fuerzas mecánicas que actúan sobre los bordes de la herida.

Los datos experimentales y clínicos indican que la mayoría de las infecciones de la herida comienzan alrededor del material de sutura que queda dentro del sitio quirúrgico. Los hilos principalmente de polifilamento facilitan adicionalmente la migración bacteriana al compartimiento interior que perjudica la respuesta inmunológica del huésped. Esta es la única razón por la que los monofilamentos, y las suturas no absorbibles deben ser preferidos.

La influencia de la tensión residual del colgajo por la sutura se evaluó en un estudio aleatorizado en humanos en pacientes tratados con recesiones de Miller Clase I. Por un lado los colgajos fueron suturados bajo tensión regular y en el lado de control, los colgajos se relajaron adicionalmente antes de suturar. Aunque la diferencia en la tensión de los colgajos fue mínima (aproximadamente 6 g), la influencia en la reducción de la recesión fue significativa, lo que indica una vez más la necesidad de un cierre de la herida libre de tensión al aplicar la sutura apropiada para obtener resultados óptimos.⁷

Además, como resultado a la respuesta inflamatoria una sutura puede interferir con la cicatrización óptima de la herida y puede dar lugar a la formación de tejido cicatricial excesivo, reduciendo de este modo la resistencia a la tracción del sitio de la herida.²⁴



En otro estudio en ratas, se vio que el ancho de la cicatriz también aumentó con la tensión de cierre, y las heridas cerradas bajo tensión fueron más anchas y se consideraron inferiores. Por lo tanto, ambos factores anchura de la cicatriz y resistencia a la rotura tienen que ser tomados en cuenta al evaluar la estabilidad de la herida.⁷

Vastardis y Yukna informaron tres informes de casos con complicaciones después del uso de un injerto de tejido conectivo subepitelial donde se produjo un absceso después de la fase inicial de cicatrización. Este estudio concluyó que el absceso se pudo deber a una reacción al material de sutura utilizado para los puntos sumergidos en el injerto.

En las últimas cuatro décadas, se ha informado que los materiales sintéticos muestran un comportamiento superior a los tejidos orales en términos de las reacciones inflamatorias del tejido, en comparación con los materiales de sutura no sintética.

Los materiales de sutura que se han investigado frecuentemente en términos de reacciones tisulares incluyen algodón, seda trenzada, poliéster, nailon, catgut, ácido poliglicólico (PGA) y Poliglactina. Sin embargo, los resultados del estudio siguen siendo discutibles.²⁶

Por otra parte, se ha sugerido que la infección de la herida no siempre está asociada con la estructura de la sutura, pero también puede estar relacionada con el número de fibras.^{21, 24} Tabla 2.



Reacción tisular		Estructura	Tiempo de Absorción	Color
SUTURAS ABSORBIBLES				
Catgut simple	Intensa	Monofilamento	8-10 días	Amarillo
Catgut crómico	Moderada	Monofilamento	18-29 días	Beige oscuro
Ácido poliglicólico	Mínima	Multifilamento	60-90 días	Verde y blanco
Poliglactina 910	Mínima	Multifilamento	70-90 días	Violeta
Polidioxanona	Mínima	Monofilamento	180 días	Violeta
Poliglecaprone	Mínima	Monofilamento	120 días	Azul
Poligliconato	Mínima	Monofilamento	180 días	Verde
SUTURAS NO ABSORBIBLES				
Seda	Moderada	Multifilamento		Negro y blanco
Nailon	Mínima	Monofilamento		Negro y azul
Poliéster	Mínima	Multifilamento		Azul, verde
Polipropileno	Mínima	Monofilamento		Azul
Polibutéster	Mínima	Monofilamento		Verde
Alambre	Minima	Monofilamento		Plateado
Polietileno	Mínima	Monofilamento		Azul

Tabla 2. Características físico-químicas de los materiales de sutura absorbible y no absorbible.¹



CONCLUSIONES

El estudio de la interacción de los diferentes materiales de sutura en la cicatrización periodontal es relevante ya que nos ayuda en la toma de decisiones respecto a la adaptación y mantenimiento del sitio de la herida influyendo en eventos críticos para el éxito de un procedimiento quirúrgico.

Se ha informado que la existencia de un material extraño dentro de la herida puede aumentar la susceptibilidad a la infección del tejido por lo que tenemos que considerar el tipo de material con el que se fabricó la sutura.

Los datos experimentales y clínicos indican que muchas de las infecciones de las heridas comienzan en torno al material de sutura dejado en el interior de la herida, causado por bacterias que entran por el conducto del punto o penetran a lo largo del hilo. Por lo tanto, la importancia de producir una respuesta inmune mínima, es un resultado vital de la sutura, por lo que debe considerarse con gran atención al seleccionar el tipo de sutura.

Se ha sugerido que la superficie del material y su composición pueden influir en la capacidad de adhesión de microorganismos y en la formación de la placa bacteriana.

La causa de la reacción inflamatoria se observó en las suturas con multifilamentos, en comparación con las suturas de monofilamento.

En la actualidad, no tenemos un material de sutura ideal para cirugía periodontal, por lo que el conocer las características biológicas como la adherencia bacteriana, reacción tisular, histocompatibilidad y reabsorción.



Así como las características físicas, mecánicas y de manipulación, son de gran importancia la toma de decisiones según el procedimiento quirúrgico y los resultados esperados.

La elección clínica debe ser razonada y dependerá de preferir un material sintético o natural, un filamento simple o múltiple, una sutura absorbible o no absorbible.

Aseverando que la selección del material de sutura debe considerarse durante la planificación del tratamiento para las intervenciones quirúrgicas orales.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Martínez S. Cirugía. Bases del conocimiento quirúrgico y apoyo en trauma. 5a, ed. ed. Mc Graw Hill: Cd. De México; 2013. 57-60 p.
2. Lindhe J. Periodontología clínica e implantología odontológicas. 5ª. ed. ed. Médica Panamericana: México; 2013. 1050-2 p.
3. Raspall G. Cirugía Oral. Editorial Panamericana: Madrid; 2000.
4. Chiapasco M. Cirugía Oral, Tácticas y Técnicas. 3ª Edición ed. Amolca: Venezuela; 2015. 98-9 p.
5. Siervo S. Suturing Techniques in Oral Surgery. 1 ed. ed. QUINTESENCE; 2008. 5-206 p.
6. NORMA OFICIAL MEXICANA NOM-067-SSA1-1993.
7. Burkhardt R, Lang NP. Influence of suturing on wound healing. Periodontology 2000. 2015;68(1):270-81.
8. Guía de Selección de Suturas. Fundamentos [Internet]. 2004.
9. <http://www.unilene.com/-SUTURAS-QUIRURGICAS-.html>.
10. Treviño JAM. Cirugía Oral y Maxilofacia. 1ª Edición ed. Editorial Manual Moderno: México; 2009.
11. Solé F, Muñoz F. Cirugía Bucal Para Pregrado y El Odontólogo General. 1ª Edición ed. Amolca: Venezuela; 2012. 130-3, 57-64 p.
12. Rubin R, Strayer D. Patología. Fundamentos clinicopatológicos en medicina.
13. Armas Moredo K, Armas Pérez BA, Segura Pujal L, Márquez Hernández J, Armas Moredo K. Materiales de sutura quirúrgico. Revista Archivo Médico de Camagüey. 2009;13:0-.



14. Vargas A, Yáñez R, Monteagudo C. Periodoncia e implantología. México D.F.; 2016. 42-6 p.
15. Ireland R. HIGIENE DENTAL Y TRATAMIENTO. 1a edición ed. MANUAL MODERNO: México; 2007.
16. Newman M, Takei H, Klokkevold P, Carranza F. Periodontología Clínica de Carranza. 11a. ed2014. 321 p.
17. Addy M, Slayne MA, Wade WG. The formation and control of dental plaque—an overview. *Journal of Applied Bacteriology*. 1992;73(4):269-78.
18. Marsh PD. *Microbiología Oral*. 5a. ed2011. 74 p.
19. <https://image.slidesharecdn.com/slideshareestudiodebiofilmsbucal-esp-150113082534-conversion-gate01/95/estudio-de-biofilms-bucal-5-638.jpg?cb=1421210448>.
20. Granger JS, Herrera D. La placa dental como biofilm: ¿Cómo eliminarla? *RCOE*. 2005;10:431-9.
21. Canales J, Montes CE, Palacios MA. Material de suturas en periodoncia e implantantes. *Estomatol Herediana*. 2013;23(3):148-53.
22. Ábalos C. Adhesión bacteriana a biomateriales. *Avances en Odontoestomatología*. 2005;21:347-53.
23. Juárez DL, Contreras RG, Arrocena MCA. Suturas funcionalizadas con nanomateriales para cirugía oral: revisión sistemática. *Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial*. 2017.
24. Kim JS, Shin SI, Herr Y, Park JB, Kwon YH, Chung JH. Tissue reactions to suture materials in the oral mucosa of beagle dogs. *J Periodontal Implant Sci*. 2011;41(4):185-91.
25. Zucchelli G, Mounssif I. Periodontal plastic surgery. *Periodontology* 2000. 2015;68(1):333-68.



-
26. Javed F, Al-Askar M, Almas K, Romanos GE, Al-Hezaimi K. Tissue reactions to various suture materials used in oral surgical interventions. *ISRN Dent.* 2012;2012:762095.
 27. Leknes KN, Selvig KA, Boe OE, Wikesjo UM. Tissue reactions to sutures in the presence and absence of anti-infective therapy. *J Clin Periodontol.* 2005;32(2):130-8.
 28. Matalon S, Kozlovsky A, Kfir A, Levartovsky S, Mazor Y, Slutzky H. The effect of commonly used sutures on inflammation inducing pathogens - an in vitro study. *J Craniomaxillofac Surg.* 2013;41(7):593-7.
 29. Otten JE, Wiedmann-Al-Ahmad M, Jahnke H, Pelz K. Bacterial colonization on different suture materials--a potential risk for intraoral dentoalveolar surgery. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;74(1):627-35.
 30. Pons-Vicente O, Lopez-Jimenez L, Sanchez-Garces MA, Sala-Perez S, Gay-Escoda C. A comparative study between two different suture materials in oral implantology. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(3):282-8.
 31. Tajirian AL, Goldberg DJ. A review of sutures and other skin closure materials. *J Cosmet Laser Ther.* 2010;12(6):296-302.
 32. www.oralsurgerytube.com/index.php?controller=getFileSutura%20PTFE.