



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

**ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES
UNIDAD LEÓN**

TÍTULO:

**“Evaluación de la resistencia a la tracción de suturas de
seda 4-0 recubiertas con quitosano”**

FORMA DE TITULACIÓN: TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

LICENCIADO EN ODONTOLOGÍA

P R E S E N T A:

ANA CECILIA PÉREZ MARTÍNEZ

TUTOR: DRA. Ma. Concepción Arenas Arrocena

Asesor: DR. Rubén Abraham Domínguez Pérez

LEÓN, GTO. 2020





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.



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

**ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES
UNIDAD LEÓN**

TÍTULO:

**“Evaluación de la resistencia a la tracción de suturas de
seda 4-0 recubiertas con quitosano”**

FORMA DE TITULACIÓN: TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

LICENCIADO EN ODONTOLOGÍA

P R E S E N T A:

ANA CECILIA PÉREZ MARTÍNEZ

TUTOR: DRA. Ma. Concepción Arenas Arrocena

Asesor: DR. Rubén Abraham Domínguez Pérez

LEÓN, GTO. 2020



DEDICATORIA

A Dios, por permitirme estar en el lugar en el que ahora me encuentro; cada día ha sido una oportunidad para hacer las cosas siempre mejor y de su mano.

A mis papás que siempre han confiado en mí y son mi sostén de vida, sin su ayuda nada de esto hubiera sido posible, a ti mamá gracias por darme palabras de aliento y como dices tal vez aún no te creas esto, pero sí, ya estoy a un paso de ser oficialmente odontóloga, a ti papá que me has dado las armas necesarias para obtener lo que quiero y que tu fortaleza me ha servido de ejemplo para seguir adelante. Los amo.

A ti Carlos, recuerda que no debemos tener límites, tú tampoco debes ponértelos, sigue adelante.

Adrián, has sido una parte tan importante en mi vida y te agradezco que los días que salía de clínica tuvieras la palabra exacta para hacerme sentir la mejor persona del mundo, te amo corazón.

A mis amigos de la carrera, con ustedes los días siempre fueron más ligeros, nunca creí tener una segunda familia y mejor aún, que fuera como ustedes.

Greta, mi hermana, mi gemela, la mejor pareja de clínica del mundo, es una fortuna encontrarte en el camino personas como tú. Te quiero muchísimo.

AGRADECIMIENTOS

Dra. Concepción Arenas, que desde primer año me mostró su apoyo en la universidad y que me dio la oportunidad de ser parte del equipo del laboratorio, una experiencia que no la cambio por nada ya que me permitió conocer otra parte de la odontología en la investigación, además de ser mi asesora en ésta tesis, infinitas gracias.

A la DGAPA-UNAM por la beca otorgada durante el desarrollo de este trabajo, a través del proyecto financiado PAPIIT-DGAPA IN115018: Obtención de nanoestructuras de sulfuros de metales de transición no- tóxicos para el aprovechamiento de energía sostenible en celdas solares híbridas.

A la DGAPA-UNAM por apoyo parcial para la realización de este trabajo de titulación, a través del proyecto financiado PAPIIT-DGAPA PE207818

A todos mis profesores de la ENES LEÓN, por su incansable labor y compromiso en la docencia con cada uno de nosotros, son un ejemplo a seguir y gracias a sus enseñanzas estoy aquí.

A mis pacientes, por su interés en cuidar su salud bucal y por tenerme la confianza de que fuera yo quien llevara a cabo tan noble acción.

ÍNDICE

RESUMEN

ABSTRACT

PALABRAS CLAVE

INTRODUCCIÓN

CAPÍTULO 1

1. MARCO TEÓRICO

1.1	MICROBIOTA ORAL RESIDENTE.....	15
1.1.1	CLASIFICACIÓN DE BACTERIAS AEROBIAS Y ANAEROBIAS.....	15
1.1.2	BIOPELÍCULA.....	18
1.2	SUTURAS.....	19
1.2.1	ANTECEDENTES.....	19
1.2.2	CLASIFICACIÓN DE SUTURAS.....	21
1.2.3	ESPECIFICACIONES DE LAS SUTURAS.....	22
1.2.4	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE LAS SUTURAS.....	23
1.2.5	SUTURAS CUBIERTAS CON AGENTES ANTIMICROBIANOS.....	24
1.2.6	SUTURA DE SEDA.....	25
1.2.7	REACCIÓN FISIOLÓGICA POR EMPLEO DE SUTURAS DURANTE EL POSTOPERATORIO...	26
1.3	QUITOSANO.....	28
1.3.1	ACTIVIDAD ANTIMICROBIANA DEL QUITOSANO.....	30
1.3.2	DILUCIÓN DEL QUITOSANO.....	32
1.3.3	PRESENTACIONES DEL QUITOSANO.....	33

CAPÍTULO 2

2.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	36
2.1	JUSTIFICACIÓN.....	37
2.2	OBJETIVOS.....	38
2.2.1	OBJETIVO GENERAL.....	38
2.2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	38
2.3	PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.....	38

2.4	HIPÓTESIS.....	38
2.4.1	HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN.....	38
2.4.2	HIPÓTESIS NULA.....	38

CAPÍTULO 3

3.	METODOLOGÍA.....	40
3.1	DISEÑO DEL ESTUDIO.....	40
3.2	POBLACIÓN DE ESTUDIO.....	40
3.3	TAMAÑO DE LA MUESTRA.....	40
3.4	CRITERIOS DE SELECCIÓN.....	40
3.4.1	CRITERIOS DE INCLUSIÓN.....	40
3.4.2	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.....	40
3.4.3	CRITERIOS DE ELIMINACIÓN.....	41
3.5	MATERIALES Y REACTIVOS.....	41
3.6	DESARROLLO EXPERIMENTAL.....	42
3.6.1	DESGOMADO DE SUTURAS.....	42
3.6.2	PREPARACIÓN DEL QUITOSANO.....	43
3.6.3	METODOLOGÍA DE PRUEBAS DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN.....	46
3.6.4	ANÁLISIS DE DATOS.....	47

CAPÍTULO 4

4.1	RESULTADOS.....	50
4.2	DISCUSIÓN.....	55
4.3	LIMITANTES DEL ESTUDIO.....	56
4.4	CONCLUSIONES.....	57
	BIBLIOGRAFÍA.....	58

RESUMEN

Introducción: En el área de odontología quirúrgica, las suturas se utilizan como coadyuvante de la cicatrización y como medio hemostático, sin embargo, la seda por tener una estructura multifilamentosa, promueve el crecimiento de la microbiota oral en el lecho quirúrgico propiciando complicaciones postoperatorias infecciosas; se busca que con nuevos métodos la sutura sea recubierta con agentes antibacterianos para evitar la adhesión de biopelícula sin embargo no se cuenta con información de qué sucede con la resistencia a la tracción de la sutura después de ser cubierta con quitosano.

Objetivo: Evaluar la resistencia a la tracción de la sutura de seda 4-0 modificada al desgomarla y al recubrirla por quitosano.

Metodología: Se prepararon fragmentos de 6 cm de suturas de seda (Ethicon) divididos en 4 grupos (n=12) con características distintas: Grupo 1) suturas no desgomadas (control), Grupo 2) suturas desgomadas, Grupo 3) suturas de seda desgomada con quitosano, Grupo 4) suturas no desgomadas con quitosano. El proceso de desgomado se llevó a cabo con hidróxido de sodio al 10% por 10 min, después fueron lavadas con agua destilada y secadas a 50 ° C durante 30 minutos. Los grupos de suturas fueron recubiertas con una solución de quitosano de bajo peso molecular (0.2 gramos) en ácido acético al 0.5% (10 ml) y se dejaron en agitación constante durante 24 horas a 60°C. La evaluación de la resistencia a la tracción de las suturas (fragmentos de 6 mm) se llevó a cabo aplicando una fuerza desde los 0 a los 12 N hasta que éstas se rompen. Se aplicó el análisis estadístico ANOVA de una vía a cada uno de los grupos de estudio para evaluar así la resistencia a tracción que cada uno de los fragmentos presentan después de la adhesión del quitosano como recubrimiento para la inhibición bacteriana.

Resultados: La resistencia a la tracción promedio de cada grupo fue: Grupo 1) 13.3 N, Grupo 2) 12.5 N, Grupo 3) 12.0 N y Grupo 4) 12.1 N, lo que indica que los grupos 2, 3, 4 que corresponden a las desgomadas con y sin recubrimiento de quitosano no presentan diferencias significativas entre ellas ($p < 0.05$), pero si respecto al Grupo 1 control.

Conclusiones: La modificación de la superficie de la sutura de seda de calibre 4-0 con quitosano influye significativamente en la resistencia a la tracción.

PALABRAS CLAVE

Biopelícula, Inhibición bacteriana, Suturas funcionalizadas, Odontología, Quitosano, Complicaciones de cirugía oral, Biomateriales, Seda, Cavidad oral.

ABSTRACT

Introduction: In the area of surgical dentistry, sutures are used as an adjunct to healing and as a hemostatic medium, however, silk because it has a multifilament structure, promote the growth of the oral microbiota in the surgical bed, leading to infectious postoperative complications; with new methods, the suture is covered with antibacterial agents to avoid biofilm adhesion, however there is no information on what happens to the tensile strength of the suture after being covered with chitosan.

Objective. To evaluate the tensile strength of the 4-0 silk suture modified to be covered with chitosan, biomaterial capable of inhibiting bacterial proliferation, decreasing infectious postoperative complications.

Methodology. 6 cm fragments of silk sutures (Ethicon) were divided into 4 groups (n = 12) with different characteristics: Group 1) non-gummed (control) sutures, Group 2) gummed sutures, Group 3) silk sutures degummed with chitosan, Group 4) sutures not swallowed with chitosan. The degumming process was carried out with 10% sodium hydroxide for 10 min, then washed with distilled water and dried at 50 ° C for 30 minutes. The suture groups were coated with a solution of low molecular weight chitosan (0.2 grams) in 0.5% acetic acid (10 ml) and left under constant stirring for 24 hours at 60 ° C. The tensile strength assessment of the sutures (6 mm fragments) was carried out by applying a force from 0 to 12 N until they break. The one-way ANOVA statistical analysis was applied to each of the study groups.

Results. The average tensile strength of each group was: Group 1) 13.3 N, Group 2) 12.5 N, Group 3) 12.0 N and Group 4) 12.1 N, indicating that the corresponding groups 2, 3, 4 the degummed with and without chitosan coating do not show significant differences between them (p <0.05), but with respect to the Group 1 control.

Conclusions. The modification of the surface of the 4-0 gauge silk suture with chitosan significantly influences tensile strength.

KEYWORDS

Biofilm, Bacterial inhibition, Functionalized sutures, Dentistry, Chitosan, Complications of oral surgery, Biomaterials, Silk, Oral cavity, Tensile strength.

INTRODUCCIÓN

La microbiota oral residente se encuentra en constante cambio conforme se avanza en las distintas etapas de la vida y esto influye debido a agentes tanto del huésped como externos a él, se tiene registro de que se cuenta con más de 1000 especies de bacterias en la cavidad oral en ausencia de algún proceso patológico.¹ Conforme pasan los años, la investigación en odontología se ha enfocado en la posibilidad de la generación de materiales capaces de inhibir la acumulación de biopelícula en suturas empleadas día a día para procedimientos quirúrgicos en las áreas de periodoncia, endodoncia, implantología y cirugía maxilofacial, favoreciendo así a que el proceso de cicatrización sea lo más satisfactorio, aumentando las expectativas del tratamiento tanto del odontólogo como del paciente.²

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. Sus principales características al igual que todos los biomateriales odontológicos para que puedan ser empleadas en procedimientos quirúrgicos deben ser: inertes, no antigénicos, apirogénicos y atóxicos² además de contar con características propias ideales de los materiales de sutura como fácil manejo y deslizamiento, memoria elástica y resistencia a la tracción dependiendo del sitio quirúrgico a colocar.^{1,3}

Aún con el descubrimiento de nuevos materiales en la fabricación de las suturas, éste no deja de ser un vehículo que propicia la colonización bacteriana cualquiera que fuera su presentación, comprometiendo así la efectividad y éxito del procedimiento quirúrgico, resultando así en un foco de infección.^{3,4}

El comprender las características físicas y químicas de la sutura en el campo odontológico es crucial para su elección en cualquier procedimiento quirúrgico de la cavidad oral.⁵

La seda es una sutura de origen natural clasificada como no absorbible, con multifilamentos trenzados; dependiendo de su presentación comercial pueden o no estar recubierta por cera o siliconas, por sus características ofrece una buena resistencia a la tracción durante la sinéresis¹, que es el acto final de la mayoría de los procedimientos quirúrgicos en odontología en las áreas de cirugía, periodoncia, implantología, etc.

La complicación postoperatoria más significativa después de un procedimiento quirúrgico es la infección de la herida provocada por diversos factores como los propios del huésped y externos a él³, además de referirse mayor incidencia de estas complicaciones debido al uso de suturas por

acumulación de biopelícula al poco tiempo de ser colocadas terminado el procedimiento.⁶ En diferentes estudios de evaluación de materiales de sutura se han aislado entre 114 bacterias aeróbicas y 115 anaeróbicas adheridas a las mismas.⁷

Se ha demostrado que las infecciones orales por bacterias anaerobias han llegado a ser de importancia durante extracciones dentales procedimiento que es uno de los más comunes en el área quirúrgica y que muchas veces requiere del empleo de un material de sutura.⁸

Hoy en día se ha optado por la funcionalización de suturas como nylon, ácido poliglicólico y seda con distintos biomateriales que refieren una mejoría en las revisiones postoperatorias por la inhibición de la adherencia de bacterias a la misma, evitando así que el lecho quirúrgico se colonice y disminuya la probabilidad de la presencia de un proceso patológico.

Entre los distintos materiales que se emplean para la cobertura de las suturas está el quitosano que es un polímero natural resultado de la desacetilación de la quitina encontrado en distintos invertebrados entre ellos: crustáceos, cutículas de insectos, además de levaduras, hongos y algas verdes.⁹

El objetivo principal de colocar una sutura en un lecho quirúrgico es el afrontamiento de los tejidos cuando aún carece de resistencia a la tracción evitando así que la misma se dehisciente en las actividades cotidianas en la cavidad oral tales como masticar, hablar, bostezar, además de permitir la restauración de la función y de la estética del lecho quirúrgico.^{1,3}

Se ha demostrado que una inflamación aguda en el lecho quirúrgico se relaciona con la adherencia de bacterias en el material de sutura favoreciendo así la entrada de microorganismos principalmente en suturas de multifilamentos.¹⁰

La microbiota oral residente de un individuo en ausencia de enfermedad se encuentra en constante cambio a lo largo de las etapas de la vida, desde las primeras horas, la cavidad oral deja de ser un ambiente estéril si el neonato atravesó el canal vaginal al momento del parto,¹¹ posterior a eso la colonización bacteriana se verá afectada debido a los medios de alimentación como lo son el seno materno y el progresivo a la etapa de ablactación así como los tratamientos dentales a lo largo de la vida y condiciones de salud general.¹

Así, con las distintas opciones en biomateriales para cobertura de las suturas, se busca unificar las propiedades del elemento mecánico (sutura) y del quitosano. El objetivo de esta tesis es evaluar la resistencia a la tracción de fragmentos de suturas con características propias aptas para la adherencia de quitosano que influye en la inhibición de bacterias en el lecho quirúrgico; propiciando así una correcta cicatrización ausente de cualquier proceso patológico.

Elemento que se busca sea una gran herramienta para el odontólogo general, y tenga mayores opciones de elegibilidad al momento de realizar procedimientos que requieran la colocación de suturas.

ANTECEDENTES

El interés por emplear materiales capaces de inhibir la proliferación bacteriana en las suturas han desarrollado investigaciones donde se comparan los distintos materiales empleados en la cavidad oral para la afrontación de tejidos después de un acto quirúrgico; en el año 2011, la evaluación de materiales de sutura como la seda, nylon, vicryl, ácido poliglicólico y el últimamente evaluado PTFE (politetrafluoroetileno), sin embargo sus evaluaciones físicas aunque enfocadas a la fuerza tensil, no refieren nada al respecto del cambio en sus propiedades originales, un ejemplo claro es que la sutura se encuentra cubierta por resinas o siliconas que evitan su expansión por su naturaleza multifilamento, si la sutura es tratada previamente para la adhesión de algún biomaterial capaz de inhibir la adhesión de bacterias, esto no se menciona.

Se ha demostrado que una sutura funcionalizada por nanopartículas o algún biomaterial es capaz de potencializar sus propiedades no sólo químicas sino físicas favoreciendo así al éxito del acto quirúrgico durante el postoperatorio.¹¹

El odontólogo de práctica general, hoy en día se encuentra con varias opciones para la elección de su material de sutura y es importante la descripción de sus características, así como la evaluación de los 2 parámetros que a éstas constituyen (físicos y químicos).

En 2017, se evaluaron distintas opciones de recubrimiento de suturas implementando en ésta investigación la funcionalización de las mismas con el método layer by layer (LbL), que es la técnica de adhesión capa por capa, demostrando que así los nanomateriales obtienen mejor colocación en el material de sutura a estudiar.¹¹

En el año 2018 se evaluaron las características biomecánicas de suturas en el área de ortopedia, demostrando que su estudio debe ser en todas las áreas de la salud para así favorecer que sus estándares de calidad ofrezcan las características necesarias para ser empleadas en cualquier procedimiento quirúrgico y no comprometer su resultado positivo.¹²

En 2019, el grupo de nanoestructuras y biomateriales de la Escuela Nacional de Estudios Superiores (ENES) Unidad: León, realizó la evaluación antimicrobiana de suturas de seda modificadas con quitosano encontrando inhibición contra las bacterias: *Streptococcus mutans* (*S. mutans*), cepas de *Escherichia coli* (*E. coli*), *Streptococcus aureus* (*S. aureus*).¹³ En este trabajo de tesis se presenta la evaluación de resistencia a la tracción de estas suturas modificadas con quitosano utilizando el mismo protocolo de recubrimiento para determinar la resistencia a la tracción que presenta cada fragmento después de ser recubierta con quitosano.

CAPÍTULO 1

MARCO

TEÓRICO

1. MARCO TEÓRICO

1.1 MICROBIOTA ORAL RESIDENTE

La microbiología oral considera a la cavidad bucal como un ecosistema dinámico dependiente de las bacterias presentes, además de la habilidad de los gérmenes para la adhesión a las mucosas y de la etapa de la vida de cada individuo, aunado a esto sus enfermedades y actividades que realiza¹⁴.

Hablando específicamente de las etapas de la vida y de la interacción de las bacterias en la cavidad oral; durante el periodo de ablactación, se comienza a desarrollar una microbiota más diversa, a los 2 años de edad el niño presentará la microbiota habitual que tendrá cuando adulto. Debido a su microbiota bacteriana habitual, la cavidad oral es clasificada como la tercera más contaminada del cuerpo humano ya que puede estar habitada hasta por 10^{12} UFC (unidades formadoras de colonias) /ml. La microbiota normal o residente son aquellos microorganismos que conviven con el huésped sin causarle enfermedad a menos que tengan alguna alteración y comiencen algún proceso patológico.¹⁰

1.1.1 CLASIFICACIÓN DE BACTERIAS AEROBIAS Y ANAEROBIAS

En cuanto a la clasificación, las bacterias presentes en el ser humano se pueden dividir en aerobias y anaerobias, las segundas habituales de la microbiota normal de la piel y membranas;¹⁵ en éste contexto las bacterias anaeróbicas se definen como “Bacterias que no crecen en medio sólido en presencia de condiciones ambientales”. Su capacidad de reproducción ante la ausencia de O_2 se da por la presencia de enzima superóxido dismutasa brindando así aerotolerancia al mismo,⁶ su característica de resistencia se ha reportado de hasta 72 horas en una atmósfera oxigenada cuando llega a ser aislada para su estudio.^{16,17}

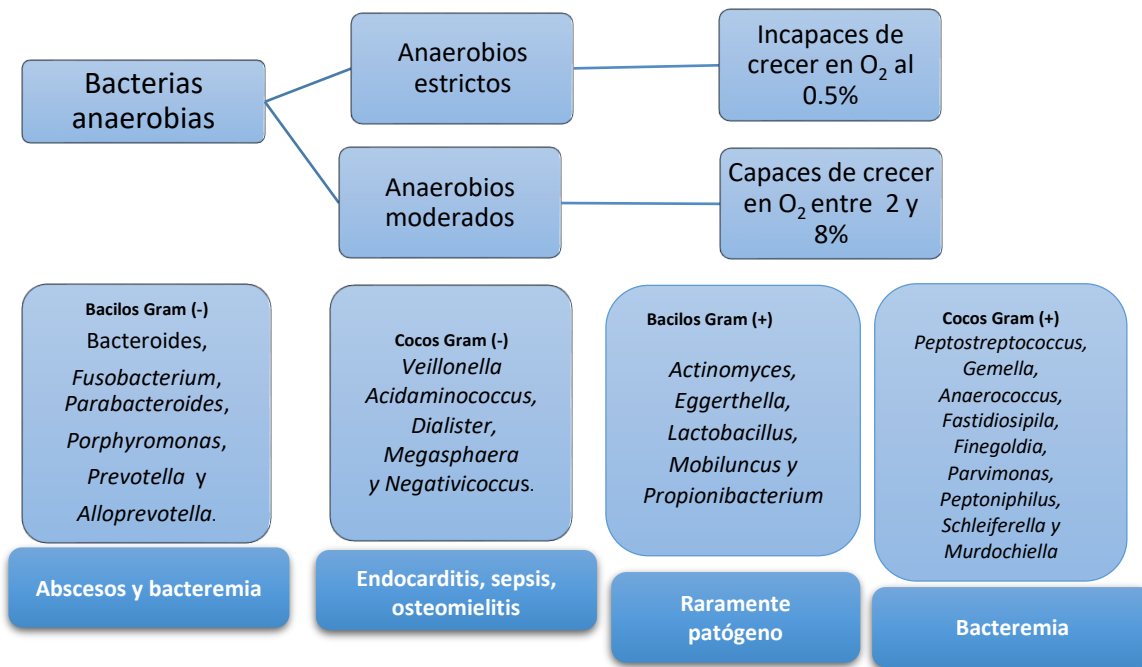


Figura 1. Clasificación de las bacterias orales. Fuente: Finegold S, Bacterias anaerobias conceptos generales en Mandell: Enfermedades infecciosas, 5ta edición, 2000. Editorial Panamericana.¹⁴

Cada área de la cavidad bucal presenta distinta adhesión a las bacterias, si ésta se divide en zonas anatómicas se podría constatar de la presencia de los microorganismos siguientes:¹

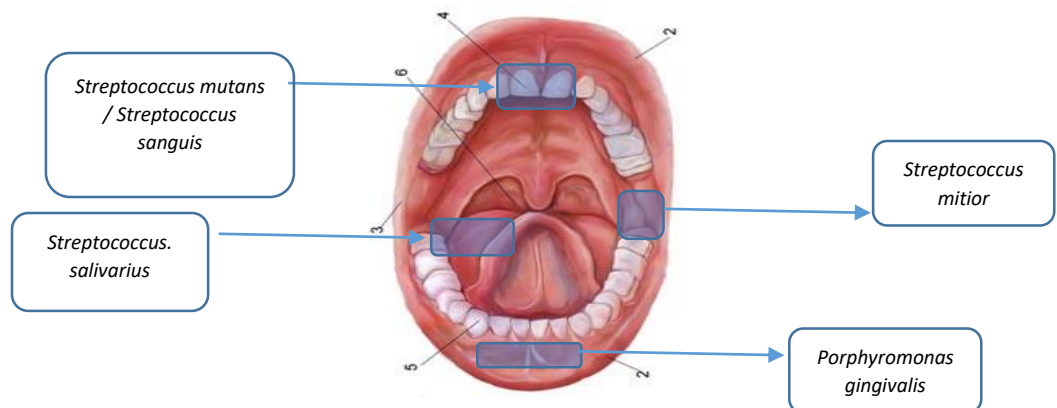


Figura 2. Adhesión de bacterias orales por zonas anatómicas. Fuente: Bucci M, Borgonovo A, Re D, Microbiological analysis of bacterial plaque on three different threads in oral surgery. Minerva Stomatologica 2016; 1-6¹

La colonización de bacterias depende de varias condiciones como lo son: las condiciones físico-químicas locales (pH, temperatura, humedad y niveles de oxígeno).¹⁰

Tabla 1. Clasificación de bacterias Gram (+) y Gram (-). Fuente: Hernández Crespo S., (España). Infecciones por gérmenes anaerobios. *Medicine*. 2018;12(51): 2991-9, de Servicio de Microbiología. Hospital Universitario de Álava. Vitoria-Gasteiz. Álava. España.

Bacterias Gram (+)	Bacterias Gram (-)
<i>Actinomyces</i>	<i>Actinobacilos</i>
<i>Arachnia</i>	<i>Bacteroides</i>
<i>Bacterionema</i>	<i>Capnocytophaga</i>
<i>Bifidobacteria</i>	<i>Eikenella</i>
<i>Lactobacilos</i>	<i>Fusobacterias</i>
<i>Micrococcus</i>	<i>Hemofilos</i>
<i>Propionibacteria</i>	<i>Leptotrichia</i>
<i>Rothia</i>	<i>Moraxella</i>
<i>Streptococcus</i>	<i>Neisseria</i>
<i>Treponema</i>	<i>Selenomonas</i>
	<i>Simonsiella</i>
	<i>Veillonella</i>
	<i>Wolinella</i>

La mayoría de las infecciones por bacterias anaerobias, son provenientes de la misma microbiota residente del individuo y pueden ser propiciadas por enfermedades como diabetes mellitus, esplenectomía, neutropenia, enfermedades del tejido conectivo,¹⁵ además del flujo salival, actividad antimicrobiana (propiciada por fármacos) y cambios hormonales.¹⁶

Los microorganismos orales de cada paciente se presentan condicionadas por el flujo salival, actividad antimicrobiana, cambios hormonales y actividades propias del individuo como su alimentación, enfermedades, etc.

1.1.2 BIOPELÍCULA

Algunas patologías de la cavidad bucal como la enfermedad periodontal tienen como factor etiológico las bacterias anaerobias entre ellas: *Eikenella* y *Capnocytophaga*; principalmente encontradas en la biopelícula observada microscópicamente como una organización de bacterias compuesta de la encapsulación de una matriz polimérica extracelular de polisacáridos, proteínas y ácidos nucleicos¹⁸ recolectada de la superficie dental¹⁶ y que éste es un foco de infección ante cualquier evento postquirúrgico. Es importante mencionar que la presencia de este tipo de bacterias no se restringe a la cavidad bucal, sino que se pueden presentar patologías en cerebro, corazón, estómago, órganos sexuales, pulmones, piel y mucosas.¹⁶

La biopelícula oral que se encuentra adherida a las superficies dentarias se asocia con enfermedades bucales como factor etiológico para la caries, gingivitis y finalmente la pérdida dentaria por periodontitis, en esta relación las bacterias anaerobias como *Porphyromonas gingivalis*, *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Prevotellas*, *Bacteroides forsythus*, *Eikenella*, y *Capnocytophaga* juegan un papel muy importante para el desarrollo de estos padecimientos principalmente enfermedad periodontal.¹⁸

La capacidad de adherencia de las bacterias es multifactorial y esto se define gracias a sus moléculas de adhesión permitiendo su aleación a proteínas de la matriz extracelular.¹⁹

La administración oral de antibióticos para el control de bacterias por placa dentobacteriana produce efectos secundarios y poca accesibilidad a espacios limitados como los intrasurcales en encías. Además, su vía de administración oral implica una dosis más alta a diferencia de sus administraciones tópicas favoreciendo así resistencia bacteriana, por lo tanto, se han buscado alternativas adecuadas para lograr erradicar o al menos disminuir la presencia de biopelícula evitando así el aglutinamiento de las bacterias que producen enfermedades orales un claro ejemplo puede ser el quitosano, cuyas presentaciones incluyen películas, fibras, partículas e hidrogeles.^{20,21}

1.2 SUTURAS

1.2.1 Antecedentes

El empleo de suturas referenciado desde el año 50,000 A.C.²² y la búsqueda por un material ideal para su uso en heridas de aspecto quirúrgico ha sido considerado por varios cirujanos desde los tiempos de Ambroisé Paré (1561, nombrado Maestro de Cirugía por sus aportaciones en tan compleja área, para los tiempos de escasez que se cursaban).²³

La regulación de los materiales de sutura, se establecieron por primera vez en la farmacopea de los Estados Unidos en 1937, con esto se aseguró que el empleo de este material contara con lo necesario para ser empleado en humanos con todas las características que un biomaterial debe tener.²²

La Norma Oficial Mexicana NOM-067-SSA1-1993, establece las especificaciones sanitarias de las suturas quirúrgicas.

La mayoría de los procedimientos quirúrgicos finalizan con la colocación de uno o varios puntos de sutura favoreciendo así la correcta cicatrización, acción hemostática y apariencia estética adecuada, el nudo realizado al final del acto quirúrgico es una de las partes más débiles de la sutura lo cual dependen de la tensión del material, el diámetro de la sutura, tipo de nudo, número de nudos y la longitud de los cabos.⁵ Específicamente para la cavidad oral, propiedades como estabilidad dimensional, carencia de memoria, resistencia a la tracción y una flexibilidad adecuada, evita daños en la mucosa oral.⁵ El material adecuado para la sutura oral viene determinado por varios factores, principalmente por el movimiento oral como masticación durante los alimentos además de la presencia de bacterias en la cavidad oral, saliva, la alta vascularización de los tejidos y la acción de deglución.^{3,5}

La elección de la sutura la mayor parte del tiempo es con base a la experiencia del cirujano además de una predilección por el sitio quirúrgico intervenido, tiempo postoperatorio y fácil manejo⁴ seleccionar el material es de vital importancia ya que podría evitar una infección futura.²³

El material de sutura ideal debe satisfacer requerimientos básicos como características físicas y mecánicas, de manejo y biológicas.²⁴

Tabla 2. Antecedentes de las suturas. Fuente: Pons-Vicente, O., López-Jiménez, L., Sánchez-Garcés, M. A., Sala-Pérez, S., & Gay-Escoda, C. (2010). A comparative study between two different suture materials in oral implantology. *Clinical Oral Implants Research*, 22(3), 282–288. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.01993>.

Año	Descripción
3500 a.C.	En un pergamino egipcio describe el uso de la sutura empleada por un embalsamador en el vientre de una momia de la dinastía XXI del año 1100 a.C.
600 d.C	La cultura india refiere el uso de suturas con materiales como tendones de animales, pelo de equinos, cuero y fibras vegetales.
1913	Halsted expresó su preferencia por el uso de seda en heridas quirúrgicas simples “limpias” sin embargo refirió no usarlas en heridas contaminadas.
1933	Whipple comparó el uso de catgut con seda y manifestó su superioridad en heridas contaminadas sin descartar que su colonización bacteriana persistía.
1937	Shambaugh y Dunphy realizaron estudios comparativos entre suturas de seda y catgut crómico empleadas con perros en heridas cerradas mostrando que la adhesión bacteriana era mayor en la seda pero que sus propiedades mecánicas superaban por mucho al catgut crómico.
1940	Elkin continúa con estudios comparativos entre el catgut crómico y seda evaluando la incidencia de contaminación de heridas “limpias” y contaminadas.
2002	La Administración de Drogas y Alimentos (FDA) de Estados Unidos, aprobó el uso de la primer sutura recubierta bajo la marca Vicryl® Plus funcionalizada con triclosán.

1.2.2 Clasificación de las suturas

Su clasificación se realiza en las propiedades físicas y químicas de cada uno de los materiales principalmente en el mercado se encuentran como suturas absorbibles y no absorbibles.

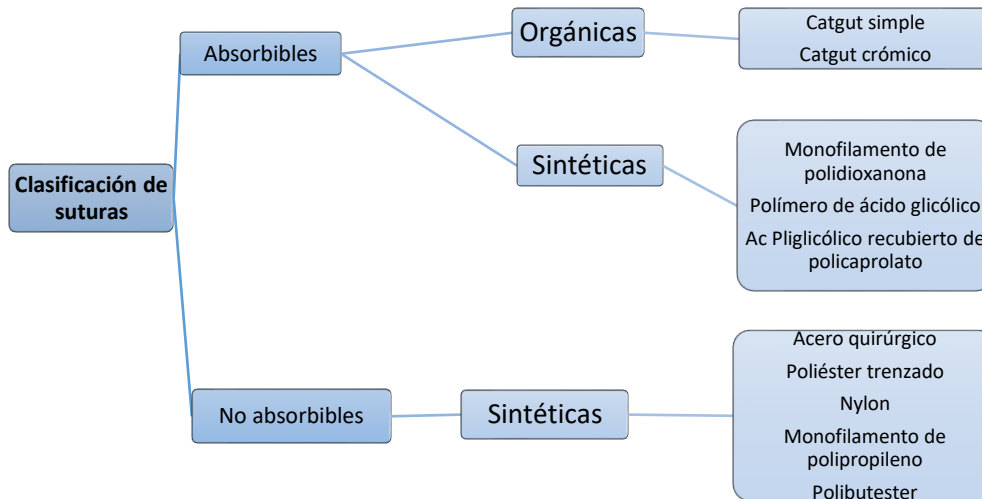


Figura 3. Clasificación de las suturas quirúrgicas. Fuente: Norma oficial mexicana NOM-067-SSA1-1993, que establece las especificaciones sanitarias de las suturas quirúrgicas.

Las suturas absorbibles cuentan con la ventaja de que generalmente no necesitan ser removidas y su degradación se debe al pH y la temperatura de los tejidos que la circundan, con los diferentes procesos de hidrólisis, digestión enzimática o fagocitosis.⁵

Comparando las suturas por su composición multifilamento o monofilamento se ha encontrado lo siguiente:⁵

- a) Sutura monofilamento: Su resistencia es menor, al momento de realizar el nudo, posee la característica de disminuir el rasgado del tejido que atraviesa y su capacidad de adhesión microbiana es menor comparada con la sutura multifilamento.
Sin embargo, sus cabos pueden provocar irritación a la mucosa y producir una ulceración que eventualmente llegaría a infectarse.
- b) Sutura multifilamento: Su característica de menor rigidez durante la flexión provee mejor manejabilidad al momento de realizar el nudo, creando uno más estable.

Sin embargo, su estructura trenzada favorece la acumulación de placa dentobacteriana propiciando un ecosistema capaz de generar una complicación postoperatoria por infección del lecho quirúrgico.

1.2.3 Especificaciones de las suturas.

Se mencionan sólo las de interés en ésta tesis, las especificaciones completas para un material de sutura se encuentran en la Norma Oficial Mexicana NOM-067-SSA1-1993, que establece las especificaciones sanitarias de las suturas quirúrgicas.

Tabla 3. Características evaluables de las suturas quirúrgicas. Fuente: Norma oficial mexicana NOM-067-SSA1-1993, que establece las especificaciones sanitarias de las suturas quirúrgicas.

Características	Especificaciones	Evaluación
Acabado	Libre de nódulos, roturas, color homogéneo	Inspección visual de la sutura y la aguja
Longitud, cm	No debe ser menor de 95% de lo indicado para cada tipo de sutura	Medir la longitud de la sutura con una regla metálica de 50 o 100 cm
Diámetro, mm	Debe cumplir la especificación	Fijar un extremo de la hebra a un gancho, de tal forma que la hebra quede a nivel con el punto de medición del calibrador. Al otro extremo de la hebra fijar una pesa que corresponda a mitad del mínimo de resistencia al nudo de cirujano.
Seleccionar un diámetro delgado, minimiza el trauma en el tejido y reducirá la adhesión de materia orgánica en el material sobrante. ²⁴		
Resistencia a la tensión.	Debe cumplir la especificación.	Atar uno de los extremos de la sutura a la mordaza de carga

Es el peso necesario para romper una sutura dividida por el área de la sección transversal de la sutura.²⁴ La resistencia a la tensión se ve afectada por el material y el tipo de nudo empleado. del aparato y pasar el otro extremo a través de la mordaza opuesta con una tensión suficiente que permita que la muestra quede tirante entre las mordazas, cerrar la segunda mordaza.

Elasticidad

Es la capacidad de la sutura para estirarse con el edema de la herida y después volver a su longitud original cuando el edema cede.²⁴

Debe cumplir la especificación.

Atar uno de los extremos de la sutura a la mordaza de carga del aparato y pasar el otro extremo a través de la mordaza; verificar elasticidad antes y después de aplicar la fuerza entre el aparato.

Deshilachamiento

Debe cumplir la especificación

Los cabos deben evitar expandirse de más para evitar que ésta pierda fuerza tensil en los extremos.

Las suturas requieren una serie de características indispensables para ser empleadas en el acto quirúrgico como su estabilidad dimensional, falta de memoria, buena respuesta a la tracción, maleabilidad al momento de realizar el nudo, y flexibilidad necesaria para evitar los daños a la mucosa. Cabe destacar que hoy en día no existe un material de sutura con las características ideales para ser empleada en la cavidad oral, ya que todos los materiales pueden presentar reacciones tisulares distintas y las pruebas en humanos son aún insuficientes.²⁵

1.2.4 RESISTENCIA A LA TRACCIÓN

Una de las características mecánicas de las suturas es la resistencia a la tracción que se define como: la fuerza máxima que es capaz de soportar una sutura sometida a un esfuerzo longitudinal hasta su

rotura completa. La resistencia a la tracción es un valor específico de tensión y un intervalo no lineal. Es la tensión máxima que un material puede soportar, mientras se estira.²⁶

El rompimiento de la sutura se da cuando se supera el límite de la resistencia a la tracción fracturando así los enlaces de tipo de Van der Waals y de puente de hidrógeno presentes en las macromoléculas de los filamentos que componen la sutura.

Para poder determinar su valor, se deben realizar pruebas de tracción y el registro de la tensión frente a la tensión, el punto más alto de la curva de tensión-deformación es la resistencia a la tracción (UTS). Es una propiedad intensiva, así, su valor no depende del tamaño de la muestra, pero sí de otros factores, como la preparación de la muestra, la presencia o no de defectos en la superficie de la sutura, y la temperatura del entorno donde se realizan las pruebas, así como sus materiales. Se mide como la fuerza por unidad de área. En el sistema SI, la unidad es pascal (Pa) o, equivalentemente, Newtons por metro cuadrado (N / m^2).²⁶

La composición y construcción de una sutura común / estándar afectan sus propiedades en el área en la cual se va a emplear, principalmente si la sutura será sometida a pruebas con cargas cíclicas.³¹ Cada uno de los artículos reportados con grupos de resultados con mediciones repetidas, se compararon con ANOVA de una sola vía, brindando diferencias significativas entre cada grupo de estudio.

Con el paso del tiempo la evaluación tanto física como químicamente de suturas de monofilamento y multifilamento ha tenido gran interés, la rigidez y morfología de la sutura son sumamente importantes, principalmente por el sitio y el tejido en el cuál se va a emplear; una sutura más fina y rígida propicia el corte del tejido con mayor facilidad contribuyendo a un mecanismo de falla común para la confrontación de tejidos.²⁷

En el caso de la seda, su resistencia a la tracción se ve disminuida con el aumento de su calibre, esto se debe a un defecto en el filamento propiamente de la seda que conduce la tensión encima de la resistencia, propiciando su ruptura en poco tiempo.²⁸

1.2.5 SUTURAS CUBIERTAS DE AGENTES ANTIBACTERIANOS

A pesar de los esfuerzos del personal que interviene en cualquier acto quirúrgico como asepsia previa, profilaxis, farmacoterapia con antibióticos,²⁹ las complicaciones quirúrgicas asociadas a las

infecciones por el empleo de suturas son relativamente frecuentes, aproximadamente del 2-12% de los casos.⁴

Una adhesión en mayor cantidad de bacterias en las suturas con multifilamento propicia inflamación aguda en el lecho quirúrgico por la proliferación bacteriana.^{3,7}

La composición química de las suturas parece ser el factor más importante para la inhibición de colonización bacteriana tras un evento quirúrgico mientras que sus características físicas pasan a segundo plano.³

Hoy en día, se ha buscado evitar la adherencia de bacterias a las suturas con distintos biomateriales que reportan tener eficacia ante microorganismos oportunistas principalmente de clasificación anaeróbica, sus principales evaluaciones son: tiempo de absorción, ausencia de alérgenos, baja adhesión microbiana.³⁰

En el año 2015 Wang et al., realizaron un estudio en 3720 pacientes empleando suturas cubiertas con triclosán, afirmando que la adhesión bacteriana fue del 30% menos, comparado con una sutura no tratada con algún agente antimicrobiano, otro estudio con cobertura de clorhexidina empleando ácido palmítico y ácido láurico inhiben el crecimiento del *Staphylococcus aureus* durante 4 días (96 horas).³⁶ Sin embargo se han documentado concentraciones importantes de triclosán en la leche materna, placentarias, tejido adiposo y orina que tiene respuestas negativas al sistema inmune, endócrino y funciones reproductivas.²⁸

La plata, ampliamente empleada para recubrimiento de suturas, produce radicales de oxígeno que son capaces de interferir en el ADN de las bacterias y de la membrana celular de los microorganismos, conserva las características mecánicas de la sutura y propicia a la inhibición de crecimiento bacteriano.²⁴

El quitosano ha sido analizado y comparado con agentes antimicrobianos presentando una buena aceptación en el organismo por su baja toxicidad, biocompatibilidad, manejo de cicatrices, y su facilidad en el manejo para cambios en su estructura morfológica.²⁸

En cuanto a las propiedades físicas de una sutura recubierta analizando la seda, se obtienen menores valores de fricción comparados con una sutura no tratada.²⁸

1.2 SUTURA DE SEDA

Según una leyenda china, hace más de 4600 años, la princesa Xi Ling Shi se encontraba paseando por su jardín con una taza de té en la mano. Por cuestiones del destino, un capullo de un gusano de seda cayó en su taza, cuando la princesa intentó sacar el capullo observó que podía obtener un

delicado, lustroso e iridiscente hilo de la masa blanda que se formó por el calor de la infusión. Este incidente fue el origen para la cultura china del arte y la industria de la seda.³¹

La sutura de seda es categorizada como una sutura de origen natural, multifilamentosa, no absorbible y humidificable, compuesta por dos proteínas, la fibroneina y la saricina, esta última crea una cubierta gomosa que se deposita sobre la primera al ser secretada por el gusano de la seda, su presentación multifilamentosa y trenzada se tiñe de negro impregnada de ceras que le disminuyen su capilaridad evitando la humedad y contaminación bacteriana. Se obtiene del gusano muerto por inmersión en vinagre cuando el capullo se dispone a hilar, se extrae de la bolsa de seda y su contenido expuesto se coagula rápido al exponerse al aire.^{28,32}

Pérez Rigueiro en 2011, realizó pruebas de fuerza tensil entre 4 tipos de materiales, 2 sintéticos y 2 naturales en las cuales demuestra que la seda absorbe una gran cantidad de energía antes de romperse, por lo cual suele ser el material de primera elección en el acto quirúrgico oral.³¹

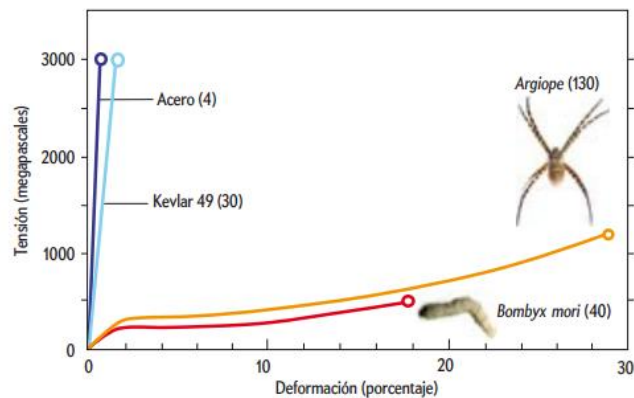


Figura 4. Comparación de materiales de sutura sintéticos y naturales. Fuente: 31. Elices, M., Pérez Rigueiro, J., Plaza, G. R., & Guinea, G. (2011). Usos médicos de la seda. Investigación y ciencia, 419(1), 8-35.



Figura 5. Disposición de las hebras de las suturas multifilamento. Fuente: Thilagavathi, G., & Vijju, S. (2015). Silk as a suture material.

La sutura de seda trenzada está compuesta de una hebra central y 16 hebras que rodean a la misma. (Figura 5)

Tiene un manejo muy práctico que provee mayor seguridad en su maleabilidad y anudamiento, conjunto a esto resuelve el estrés aplicado en la aproximación de tejidos;²⁸ además de presentar menor respuesta inflamatoria, confortable y de un precio accesible, sin embargo, presenta el mayor nivel de colonización de microorganismos comparado con

otras suturas^{3,4} por sus características de material proteínico natural y su estructura multifilamento comprometiendo el correcto proceso de cicatrización y propiciando a la dehiscencia de la herida.²⁴

Las bacterias que principalmente se adhieren a su estructura multifilamento son *Escherichia coli* y *Staphylococcus aureus*, importantes en el ámbito odontológicos por ser las que se encuentran presentes en la cavidad oral y son las responsables de 25% de infecciones postoperatorias.²⁸

1.2.7 REACCIÓN FISIOLÓGICA POR EMPLEO DE SUTURAS DURANTE EL POSTOPERATORIO

Después de la colocación de la sutura la superficie inerte está casi inmediatamente cubierta con proteínas celulares entre ellas: fibrinógeno, colágeno que son la matriz adhesiva que une a los microorganismos patógenos²⁹ sin dejar de lado que la sutura está siendo bañada continuamente por la saliva que contiene alrededor de 7.5×10^8 microorganismos/ml.³³

En las evaluaciones postoperatorias, (de aproximadamente 5-7 días) se han encontrado células inflamatorias en un grado medio principalmente con el uso de la sutura de seda esto indica la reacción histológica importante debido a la acumulación de bacterias.¹⁷ A pesar de que la sutura cuenta con una característica de fuerza tensil adecuada para la afrontación de tejidos, estudios recientes refieren que la holgura de la misma permiten la invaginación epitelial propiciando la conducción de bacterias hacia el tejido conectivo.³⁰

Se ha encontrado evidencia de que una herida puede presentar una infección con más incidencia cuando se coloca una sutura que cuando se inoculan bacterias en la misma. En cuanto a las evaluaciones de procedimientos realizados con o sin suturas, se ha postulado que el número de bacterias necesarias para el desarrollo de una infección en el sitio quirúrgico es 100,000 veces menor en presencia de material de sutura.³⁴ Algunas de las medidas que se han tomado para evitar la colonización excesiva de bacterias en el lecho quirúrgico es el retiro de suturas entre el quinto y séptimo día.⁷

En el día 3 de postoperatorio, se han logrado aislar alrededor de 778 CFU/cm/ml; conforme pasan los días, la carga bacteriana disminuye notablemente a 468 CFU/cm/ml reportado este fenómeno por la complicación de la correcta práctica de higiene oral, si el paciente se encuentra dolorido, inflamado, evitará realizar cualquier movimiento favoreciendo el medio para la proliferación bacteriana.³⁰

Es importante mencionar que una sutura que no es colocada intraoralmente tiene una respuesta histológica completamente distinta a la que presenta cuando se evalúa en el medio bucal, esto como parte del tipo de microbiota bacteriana que reside en el medio.³⁰

La búsqueda continua por crear una sutura que disminuya la adherencia de microorganismos tiene sus antecedentes en el uso de colutorios como la clorhexidina reconocido antiséptico que actúa frente microorganismos gram (+) y gram (-), alterando su permeabilidad;¹³ sin embargo, su uso indiscriminado ha provocado resistencia bacteriana por lo cual se buscan alternativas que modulen este fenómeno.⁴

Debido a la composición física de la sutura multifilamento, su superficie es el medio ideal para la formación y expansión de la biopelícula “nicho macroscópico” caracterizada por su superficie rugosa y su acción capilar¹⁸ por tal razón se han manufacturado distintas coberturas con la finalidad de tener un espectro antiséptico, el triclosán es una de las sustancias más empleada en recubrimiento de suturas.^{19,22}

La sutura multifilamento de seda es apta para ser tratada y modificada con agentes antibacteriales ofreciendo así un mejor potencial para sus características físicas, potencializando sus propiedades en el manejo de la misma.²⁴

Las suturas cubiertas con materiales inhibitorios de bacterias han mostrado disminución de infección en sitios quirúrgicos y mejores resultados en el periodo postoperatorio.³⁵

Los procedimientos evaluados con suturas recubiertas de sustancias inhibitorias de bacterias no se han limitado al campo odontológico, entre otras áreas, las principales han sido: neurocirugía, cirugía torácica, cirugía general, cirugía pediátrica general, cirugía plástica y reconstructiva.³⁴

1.3 QUITOSANO

En la búsqueda por el material ideal de recubrimiento de suturas, descubierto desde hace más de 200 años³⁶ se ha tornado el interés por el estudio del quitosano que es obtenido por la desacetilación (eliminación de grupos acetil de un polímero) de la quitina que es un polímero biocompatible, biodegradable y antimicrobiano encontrado principalmente en los exoesqueletos de los crustáceos e insectos, pero también en algas, hongos y levaduras, es el polisacárido más abundante que existe naturalmente después de la celulosa; su actividad antimicrobiana depende del número de grupos amino presente en su estructura.²¹

En 1811, fue descubierto por Henri Bracannot un químico farmacéutico francés observó que cierta sustancia presente en los hongos no se disolvió en ácido sulfúrico; tiempo después se encontraría la quitina en los crustáceos.³⁶

Su viabilidad estructural para su modificación mecánica y química le ha dado los requerimientos para poder ser empleado en suministro de medicamentos y en varias aplicaciones bio-dentales.⁶

Su metabolismo en el cuerpo humano se lleva a cabo por distintas enzimas especialmente por lisozima también llamada muramidasa presente en secreciones como lágrimas, saliva y leche materna además de tener actividad en zonas específicas anatómicas como bazo, pulmones, leucocitos, plasma y cartílago.³⁷

Químicamente, el quitosano es un derivado desacetilado de la quitina, un polisacárido lineal y semicristalino compuesto por glucosamina y N-acetil glucosamina unidas por 1 →4 enlaces glucosídicos. Cuando su fracción de glucosamina es superior al 50% el polímero es llamado “quitosano” y el grado de quitina es denominado grado de desacetilación. Por otro lado, cuando las unidades de N-acetil glucosamina son mayores al 50% es llamado “quitina” así, el número de grupos acetamido se denomina grado de acetilación.³⁷

La desacetilación del polímero es un parámetro importante que determina las propiedades físicas del mismo entre ellas la cristalinidad, su capacidad de expansión, resistencia mecánica y degradación.

Otro parámetro importante es su peso molecular ya que afecta tanto sus propiedades fisicoquímicas y biológicas así, dependiendo del uso que se le dé al quitosano se puede modificar con la desacetilación del mismo.

Sus características de solubilidad se han demostrado en soluciones ligeramente ácidas aumentando su aplicabilidad, sin embargo; su bajo pH (<5) puede causar problemas en su biocompatibilidad.

Las partículas de quitosano con un tamaño menor a 100 nm no son citotóxicos y tienen muy buena respuesta a la proliferación celular, lo cual ayuda tanto a la mineralización dental y a la actividad continua de células madre estromales.²⁰

Aunque el quitosano, tiene características muy similares a la celulosa, a diferencia de las fibras vegetales, éste posee cargas iónicas positivas que le permiten unirse químicamente con lípidos, grasas, proteínas, colesterol, macromoléculas y finalmente con iones metálicos que presenten carga negativa dando a éste polímero la capacidad de biocompatibilidad para distintos fines.³⁷

Tabla 4. Propiedades del quitosano desacetilado. Fuente: 37. A. K. Mishra. (2018). Fundamentals of chitosan for biomedical applications. In E. Vunian., A. K. Mishra ., & B. B. Mamba . (Eds.), Chitosan Based Biomaterials, Volume 1. (Ed. rev., pp. 4–30).

Propiedades químicas

1. Grupos amino reactivos
2. Estructura lineal de poliamina
3. Grupos hidroxilo reactivos disponibles
4. Capacidad quelante de iones de metal en transición

Propiedades biológicas

1. Biocompatible.
Por ser un polímero natural biodegradable al contacto con el organismo humano
2. Unión celular en mamíferos
3. Acelera la formación de osteoblastos
4. Efecto regenerativo del tejido conjuntivo de encías
5. Depresor del SNC
6. Hemostático
7. Fungistático
8. Espermicida
9. Antitumoral
10. Inmunoadyuvante

1.3.1 ACTIVIDAD ANTIMICROBIANA DEL QUITOSANO

El espectro antibacteriano del quitosano se ha demostrado para bacterias, hongos y virus siendo también empleado en la industria alimenticia por estas propiedades.²¹

Su mecanismo de acción antibacteriano relata su carga positiva contra los grupos funcionales cargados negativamente en las proteínas de la pared celular microbiana provocando cambios en la superficie de la célula alterando su permeabilidad.²¹

Comparado con los antibióticos empleados normalmente de forma tópica, la concentración de quitosano tiene que ser más alta (0.1 a 1 mg/ml) para la inhibición de colonización bacteriana, así se refiere mayoritariamente el uso del quitosano en forma de gel o sólida cuando su concentración de aplicación local permite grandes cantidades del mismo. A una concentración mucho más baja (<0.2 mg/ml) el quitosano policatiónico se une a la superficie bacteriana con carga negativa provocando aglutinación, en concentraciones más altas el mayor número de cargas positivas ha presentado una carga positiva neta a las superficies bacterianas manteniéndolas en suspensión.³⁶ Otra teoría de su mecanismo de acción radica en su peso molecular; si su peso molecular es bajo, se une con el ADN y el ARN después de penetrar en la pared de la célula microbiana inhibiendo la síntesis del ácido nucleico y así evita su proliferación. Si en cambio el peso molecular del quitosano es alto, existe una formación de capa impermeable alrededor de la célula microbiana que es capaz de bloquear el transporte de solutos esenciales para su supervivencia.

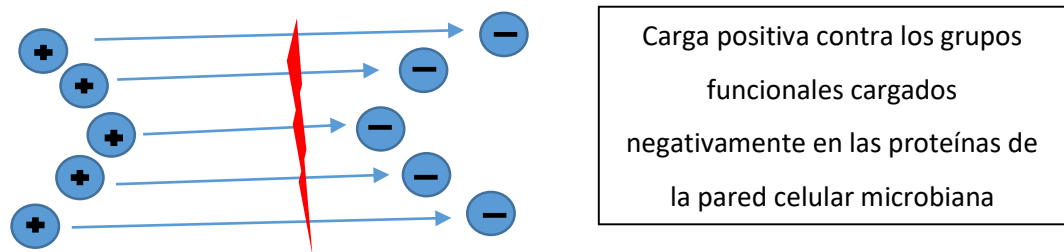


Figura 6. Mecanismo de acción del quitosano. Fuente: Propia.

Como ya se había mencionado, las bacterias orales son predominantemente anaerobias, si hablamos del espectro antimicrobiano del quitosano las bacterias Gram (-) son más susceptibles a su bajo peso molecular ~40,000 Da, mientras que las bacterias Gram (+) son afectadas por el alto peso molecular ~850,000 Da.²¹

En un estudio realizado para evaluar la actividad microbiana del quitosano específicamente con la integridad de la membrana de la bacteria Gram (+) *Streptococcus mutans*, con un peso molecular bajo se observó el efecto deseado de gran actividad antimicrobiana, sin embargo, cuando aumentaba su peso molecular su actividad microbiana iba en descenso.³⁶

En un estudio en el que se llevó a cabo la comparación de la actividad antimicrobiana del quitosano con un antiséptico de uso común en odontología: clorhexidina 0.12%, su medida de halo de

inhibición fue de 17.0 mm y la clorhexidina de 12.0 mm, reafirmando así su superioridad de inhibición antimicrobiana.³⁶

En el 2003 Zheng et al. observaron que el alto peso molecular del quitosano es más efectivo contra las bacterias *Staphylococcus aureus* cuando existe la formación de una biopelícula de quitosano en su superficie celular y la actividad de la bacteria *Escherichia coli* es inhibida con su bajo peso molecular demostrando así que, aunque exista bajo o alto peso molecular del polímero, existe actividad antimicrobiana comprobada.²¹ Se expresa que al mostrar bajo peso molecular se tiene baja viscosidad, lo cual llegaría a limitar sus aplicaciones y los oligómeros del quitosano no forman películas. Se ha reportado que la actividad microbicida del quitosano, se incrementa con sus derivados a comparación del quitosano aislado.²¹

La concentración inhibitoria mínima del quitosano oscila entre los 0.005 a 0.1% esto depende ampliamente de las bacterias involucradas y del peso molecular del quitosano además del pH de la preparación necesaria para la dilución del quitosano.²⁶

Orhan et al., en 2007, refieren que sólo es necesario el 3% de concentración de quitosano en el recubrimiento de la sutura para lograr inhibir el 100% de las bacterias *S. aureus* y *E. coli* mostrando efectividad antibacteriana tanto en Gram (+) como Gram (-).²⁸

A Fernandes et al., 2018 refieren que “El quitosano funcionalizado con rosa bengala se adhiere específicamente a la superficie celular bacteriana favoreciendo así a la ruptura de la superficie celular disminuyendo significativamente el espesor de la biopelícula”.²⁰

En el área biomédica, el quitosano ofrece grandes ventajas por su compatibilidad y su gran biodegradación, la degradación de sus productos no presenta respuesta inflamatoria o la degradación de productos tóxicos. Algunos de sus principales usos se han hecho en farmacología, apósitos de heridas, ingeniería tisular, factor anticoagulante, agente hipocolesterolémico, agente antitrombogénico, regenerador de hueso como biomaterial, etc.³⁷

1.3.2 DILUCIÓN DEL QUITOSANO

En su presentación comercial, el quitosano se encuentra en polvo; para su empleo en forma líquida o de gel éste no puede ser diluido en agua, pero sí en medio ácido y uno de los principales empleados es el ácido acético, sin embargo; el ácido acético cuenta con propiedades antimicrobianas que

deben ser consideradas antes de la dilución con una adecuada concentración del mismo para no interferir con la acción antimicrobiana propia del quitosano.³⁸

1.3.3 PRESENTACIONES DEL QUITOSANO

Comercialmente, el quitosano tiene un grado de desacetilación de entre 70-95% con un peso molecular de 10^4 - 10^6 g/mol.

Sus amplias propiedades tanto químicas como biológicas le dan al quitosano la capacidad para ser procesado como andamios celulares, nanopartículas, perlas, micropartículas, nanofibras, hidrogeles y membranas.³⁷

Hidrogel: Su basto contenido acuoso, favorece su biocompatibilidad y es el ideal para la cobertura de suturas, suministro bioactivo, apósito para heridas además de ingeniería de tejidos; sin embargo su escasa solubilidad en agua es un factor limitante importante en su aplicación, para evitar esto se busca modificar su superficie y así facilitar su uso, en general ésta técnica de modificación de la superficie se lleva a cabo para mejorar las propiedades fisicoquímicas de la mayoría de los polímeros.

El empleo del hidrogel se ha demostrado que tiene capacidad de succión de la membrana del microorganismo patógeno y gran capacidad antimicrobiana, antifúngica contra *P. aeruginosa*, *E. coli*, *S. aureus* y *Fusarium solani*.³⁶

Tabla 5. Sustancias empleadas con quitosano y aplicaciones. Fuente: Chávez de Paz, L. E., Resin, A., Howard, K. A., Sutherland, D. S., & Wejse, P. L. (2011). Antimicrobial Effect of Chitosan Nanoparticles on *Streptococcus mutans* Biofilms. *Applied and Environmental Microbiology*, 77(11), 3892–3895.

Hidrogeles	Aplicación
Con otros elementos	
Plata	Apósitos para heridas
Cobre	Recubrimientos de superficies

Óxido de zinc

Óxido cúprico

Antibióticos convencionales

Películas de quitosano: Su presentación es apta para realizar la función de barrera y capa antimicrobiana; en el ámbito odontológico, se han usado los recubrimientos con quitosano para ayudar a prevenir infecciones asociadas con implantes, potencializando su efecto microbicida se suman sustancias como tetraciclinas, gentamicina, clorhexidina, nanopartículas de plata y óxido de zinc. Existe especial interés en las nanopartículas de quitosano ya que refieren mayor actividad antimicrobiana que el quitosano en cualquier otra presentación, principalmente actuando contra la biopelícula de *Streptococcus mutans*.

El descubrimiento de la actividad antimicrobiana del quitosano, viene acompañada del aumento progresivo de la resistencia bacteriana por el empleo de otros fármacos y/o sustancias antimicrobianas, conforme pase el tiempo se irán descubriendo otros capaces de actuar disminuyendo la carga bacteriana.³⁶

CAPÍTULO 2

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La microbiota oral ha sido clasificada como la más numerosa y la que presenta mayor contaminación por sus características de colonización en su mayoría por bacterias anaeróbicas.³

Las infecciones postquirúrgicas en la cavidad oral se relacionan directamente con el uso de suturas, debido a sus características multifilamentosas y al acto quirúrgico final de nudo en el lecho quirúrgico, lo cual provee el medio propicio para la adhesión bacteriana; su análisis de resistencia a la tracción, después de un proceso de desgomado para adhesión de un biomaterial, no ha sido del todo evaluado.¹⁷ La creciente resistencia a las sustancias antibióticas por su uso indiscriminado tanto del personal sanitario como del público en general ha propiciado la búsqueda de agentes farmacológicos capaces de proveer actividad antibacteriana para distintos propósitos, en el ámbito odontológico principalmente del área quirúrgica con los materiales para la sinéresis del lecho quirúrgico es fundamental mantenerlo con baja carga bacteriana, evitando así un proceso crónico de inflamación que comprometa el éxito de la intervención realizada y esto puede ser posible con la adición de un biomaterial capaz de modificar la permeabilidad de la pared celular de los microorganismos patógenos que se adhieren en forma de biopelícula a la estructura superficial de la sutura, el polímero quitosano, ha sido objeto de estudio en varias investigaciones por su capacidad para ser modificado tanto química como estructuralmente; sin embargo no se cuenta con la información suficiente de los cambios en la resistencia a la tracción después de adherir el material, solamente existe información de que existe o no adhesión bacteriana.

2.1 JUSTIFICACIÓN

El empleo de suturas después de un procedimiento quirúrgico es el paso final del mismo, por lo tanto, se mantiene en búsqueda constante de un biomaterial capaz de ofrecer tanto características estructurales y químicas adecuadas para favorecer el éxito del procedimiento. El recubrimiento de la sutura de seda que es el material estudiado con quitosano podría potencializar sus beneficios en cuanto a su composición química,⁴⁴ propiciando la disminución de carga bacteriana evitando así la inflamación crónica que comprometa una correcta cicatrización evitando el riesgo a infecciones odontogénicas que son aproximadamente el 12% de las complicaciones postquirúrgicas.⁹

Una de las características principales e ideales para un material de sutura es la resistencia a la tracción, sin embargo, no existe información suficiente de si esta resistencia se ve modificada después de la adhesión del biomaterial y en consiguiente si esto influye en el pronóstico del tratamiento realizado.

2.2 OBJETIVOS

2.2.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar si el recubrimiento con quitosano en las suturas de seda de calibre 4-0 afecta su resistencia a la tracción.

2.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Medir la resistencia a la tracción de suturas de seda de calibre 4-0 sin tratamiento.

Medir la resistencia a la tracción de suturas de seda de calibre 4-0 desgomadas.

Medir la resistencia a la tracción de suturas de seda de calibre 4-0 desgomadas recubiertas con quitosano.

Comparar los valores de resistencia a la tracción de todos los grupos evaluando entre sí la diferencia entre cada grupo por sus características distintas.

2.3 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Se afecta la resistencia a la tracción de la sutura de seda calibre 4-0 al ser recubierta con quitosano?

2.4 HIPÓTESIS

2.4.1 HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN

La resistencia a la tracción de la sutura de seda de calibre 4-0 disminuye al ser recubierta con quitosano.

2.4.2. HIPÓTESIS NULA

La manipulación de la sutura de seda como el desgomado para la adhesión del quitosano no altera la fuerza tensil de la misma al aplicar una fuerza constante.

CAPÍTULO 3

METODOLOGÍA

3. METODOLOGÍA

3.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Experimental, analítico, comparativo.

3.2 UNIVERSO/POBLACIÓN DE ESTUDIO

Suturas de seda 4-0 marca Ethicon, quitosano de bajo peso molecular diluido en ácido acético al 0.5%.

3.3 TAMAÑO DE LA MUESTRA

24 fragmentos de sutura de seda calibre 4-0 de 6 cm por cada grupo (5 grupos).

3.4 CRITERIOS DE SELECCIÓN

3.4.1 INCLUSIÓN

1. Seda 4-0 no desgomada (Grupo control elaborado en la ENES Unidad León)
- 1' Seda 4-0 no desgomada (Grupo control elaborado en LIOM UAQ)
2. Seda 4-0 desgomada con una solución de NaOH a una concentración del 10%
3. Seda 4-0 desgomada con quitosano de bajo peso molecular diluido con ácido acético al 0.5%
4. Seda 4-0 no desgomada con quitosano de bajo peso molecular diluido con ácido acético al 0.5%

3.4.2 EXCLUSIÓN

Suturas de seda de un calibre distinto a 4-0.

Suturas reabsorbibles.

Quitosano que no sea de bajo peso molecular y que no esté diluido en ácido acético al 0.5%

Suturas con deformaciones estructurales (deshilamiento) que no permita realizar la medición de la resistencia a la tracción.

Suturas contaminadas o con aglomerados de quitosano visibles a simple vista.

3.4.3 ELIMINACIÓN


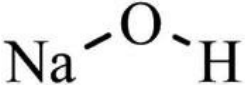
Fragmentos de suturas que se deshilaron al momento de montarlos en la prensa.

Fragmentos de sutura que después del proceso de desgomado o de caracterización por recubrimiento de quitosano los bordes se deshilaron y disminuyeron su longitud, haciendo imposible su montaje en la prensa para la evaluación de su fuerza de tracción.

3.5 MATERIALES Y REACTIVOS

La tabla 6 incluye materiales y reactivos empleados en la funcionalización y recubrimiento de suturas.

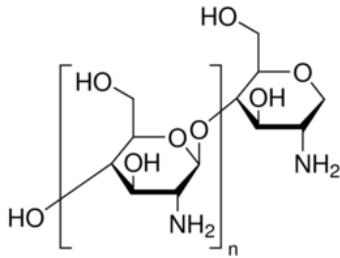
Tabla 6. Fuente: Propia

Reactivo	Marca	Características
Sutura de seda	Ethicon®	Natural
		Multifilamento
		No reabsorbible
		Color negro
		Calibre 4-0
NaOH al 10%	Experimental, del laboratorio de nanoestructuras y biomateriales de la ENES UNAM León	Obtenido por la dilución de NaOH de 1 molar con agua bidestilada 100:10
		Hidróxido de sodio:
		No. Producto: 56260
		Forma: Líquido
		Molaridad: 1
Agua destilada	Karal®	No. Producto: 3020
		Peso molecular: 18.02

Quitosano bajo peso molecular

Aldrich®

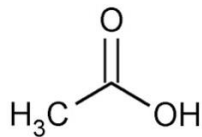
No. Producto 448869



Forma: Polvo

Peso molecular promedio:
50,000-190,000 Da

Ácido acético 0.5%



Experimental, del laboratorio
de nanoestructuras y
biomateriales de la ENES
UNAM León

Fórmula: CH₃COOH

Forma: Líquido

Color: Transparente

3.6 DESARROLLO EXPERIMENTAL

Para estudiar y evaluar la resistencia a la tracción de las suturas de seda de calibre 4-0 comerciales marca Ethicon, se realizaron grupos de 24 fragmentos de 6 cm inicialmente con características diferentes como lo fueron no desgomadas, desgomadas, desgomadas con quitosano y no desgomadas con quitosano. La técnica empleada para la adhesión de quitosano fue mediante inmersión de los fragmentos de sutura en quitosano diluido con ácido acético al 0.5% y vibración magnética a 60°C.

Se analizaron con pruebas mecánicas en el Laboratorio de investigación odontológica multidisciplinaria (LIOM) de la Universidad Autónoma de Querétaro.

3.6.1 DESGOMADO DE SUTURAS

La sutura de seda se encuentra recubierta de ceras esto para ayudar a su mejor maleabilidad y conservar su característica física multifilamentosa en una sola hebra, para esto la sutura 4-0 marca Ethicon se recortó en fragmentos de 6 cm con una regla milimétrica y tijeras iris rectas estériles.

Se desgomaron con una solución de NaOH al 10% (10 g de NaOH, 90 ml de agua bidestilada) a temperatura ambiente durante 10 min., posteriormente se llevaron a un proceso de lavado con

agua destilada en tina ultrasónica durante 5 minutos, al terminar este proceso se secaron en un portaobjetos en parrilla eléctrica durante 30 min a una temperatura de 50°C, se reservaron.

3.6.2 PREPARACIÓN DEL QUITOSANO

Se llevó a cabo con la dilución de 0.2 gramos de quitosano de bajo peso molecular con ácido acético al 0.5% (demostrado que en esta concentración no es citotóxico y empleando la concentración del ácido acético en tal grado que no interfiriera con la acción antimicrobiana del quitosano).³⁸

Se ha demostrado que la viscosidad del quitosano aumenta conforme se aumenta la concentración de quitosano a la mezcla con ácido acético comportamiento observado en la mayoría de los polímeros, permitiendo así su maleabilidad y posterior adhesión al material de sutura.^{37,40}

Se sumergen los fragmentos de suturas en un vaso de precipitados y se dejan bajo vibración magnética durante 24 horas a 60°C ya que se ha comprobado que el recubrimiento de suturas de seda a ésta temperatura ha mostrado un grado mayor de inhibición en la colonización de bacterias como *E. coli*, *S. aureus* y *S. mutans* comparadas con suturas que se caracterizaron a temperatura ambiente.¹³

Después de las 24 horas, se retiran del vaso de precipitados y se separan una a una en una caja Petri para su secado que se lleva nuevamente durante 24 horas para ser reservadas como otro grupo.

1. Recorte de fragmentos de suturas en 6 cm
2. Sumergir en NaOH al 10% durante 10 min
3. Llevar las suturas a vaso de precipitados con agua destilada para tina ultrasónica.



Figura 7. Secuencia del proceso de corte de los fragmentos de sutura(a), desgomado con NaOH(b) y lavado en agua destilada(c).

4. Vaso de precipitados en tina ultrasónica
5. Turgencia del NaOH después de 10 min de la sumersión de las suturas.
6. Turgencia del agua destilada después del proceso de ultrasonido

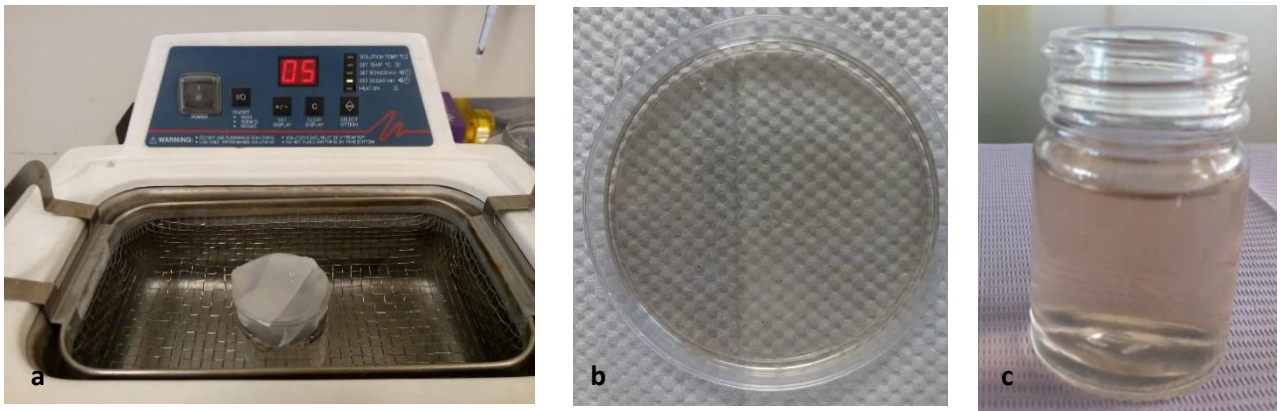


Figura 8. Colocación del vaso de precipitados con fragmentos de suturas para favorecer al retiro de NaOH (a), líquido turbiente después de 10 min de sumersión de las suturas (b), turgencia de agua destilada(c).

7. Suturas No desgomadas en NaOH, se observa decoloración en el líquido.
8. Se llevan los fragmentos de sutura al quitosano previamente hidratado con ácido acético al 0.5%
9. Se coloca la sumersión en parrilla eléctrica durante 24 horas a 60 °C
10. Fragmentos de suturas sumergidas después de 24 horas a 60°C, se observa turgencia de la mezcla, pero sigue manteniendo sus propiedades de hidrogel.
11. Mezclador con vibración magnética al fondo del vaso de precipitados para evitar dañar la sutura
12. Separación de los fragmentos uno a uno para su posterior almacenaje.

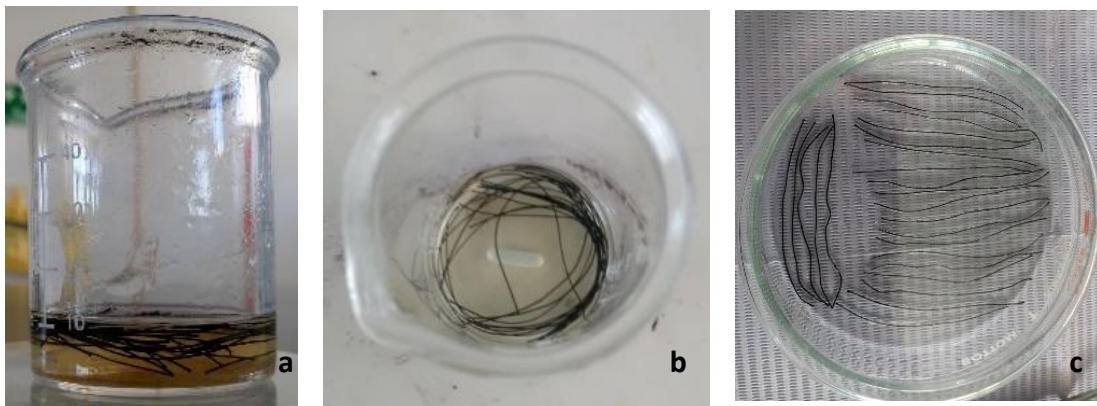


Figura 9. Fragmentos de suturas sumergidos en quitosano previamente hidratado (a), Suturas con vibrador magnético al fondo del vaso de precipitados para evitar dañar la sutura(b), fragmentos de suturas separados uno a uno para su posterior almacenaje(c).

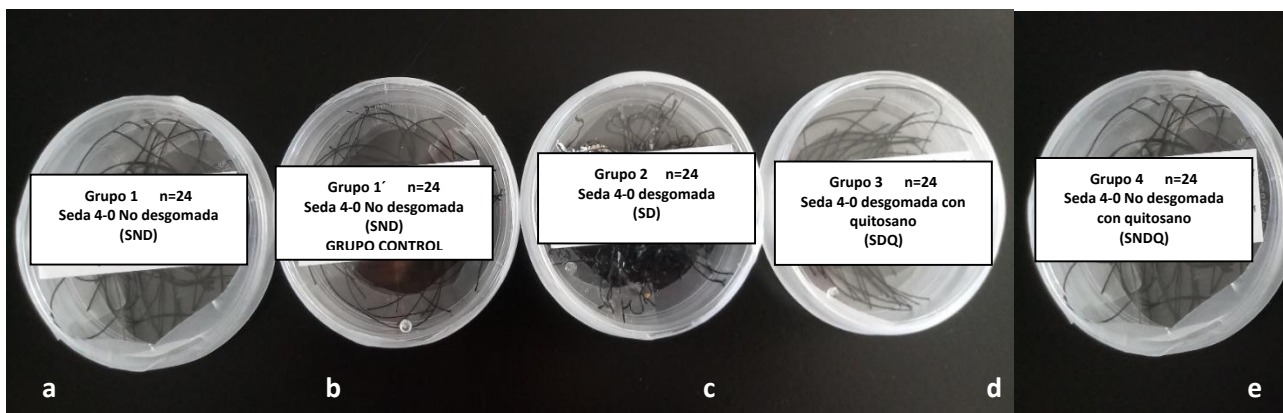


Figura 10. Suturas separadas y almacenadas en caja Petri plásticas estériles para su posterior evaluación en el laboratorio de investigación de la Universidad Autónoma de Querétaro. a) Grupo 1: Seda 4-0 No desgomada (SND), b) Seda 4-0 No desgomada Grupo control del laboratorio (SND1), c) Seda 4-0 desgomada (SD), d) Seda 4-0 desgomada con quitosano (SNDQ), e) Seda 4-0 No desgomada con quitosano (SNDQ)

Tabla 7. Grupos de muestras de suturas de 6 cm incluidas para la medición de la fuerza tensil.

Grupos	Características	Tamaño de muestra	Muestras incluidas para pruebas
Grupo 1	Suturas de seda 4-0 No desgomadas (GRUPO CONTROL)	24	12
Grupo 1´	Suturas de seda 4-0 No desgomadas (GRUPO CONTROL en Laboratorio de investigación de odontología multidisciplinaria de la Universidad Autónoma de Querétaro)	24	12
Grupo 2	Seda 4-0 desgomada	24	12
Grupo 3	Seda 4-0 desgomada con quitosano	24	12

4.6.3 METODOLOGÍA DE PRUEBAS DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN

Para las pruebas de resistencia a la tracción cada fragmento de sutura de cada uno de los grupos se colocó entre dos cuadros de cinta testigo (2 cm de sutura en cada extremo) para facilitar su sujeción en las prensas de la maquina universal de pruebas ya que existieron muestras que se deshilaran al momento de montarlas en la prensa.

Una vez que se montaron los extremos de cada fragmento entre las prensas de la maquina universal de pruebas la separacion entre prensas fue de 2cm. Se programó el software para que las prensas se separarán entre sí a una velocidad de 5mm/min hasta la ruptura de la sutura. Se registró en Newton (N) la maxima fuerza que logró “resistir” la sutura antes de su ruptura.

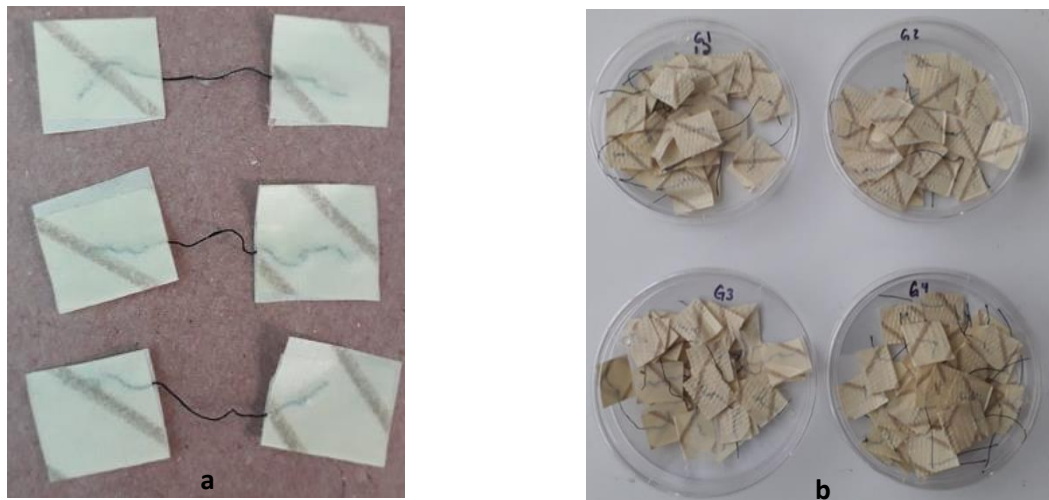


Figura 11. a) Caracterización de los fragmentos de sutura previamente cortados a 6cm dejando expuestos 5 mm y cubriendo los cabos con cinta adhesiva y cianocrilato para evitar deshilamiento. b) Separación de cada uno de los grupos ya establecidos de los fragmentos de suturas teniendo 24 muestras por cada grupo.

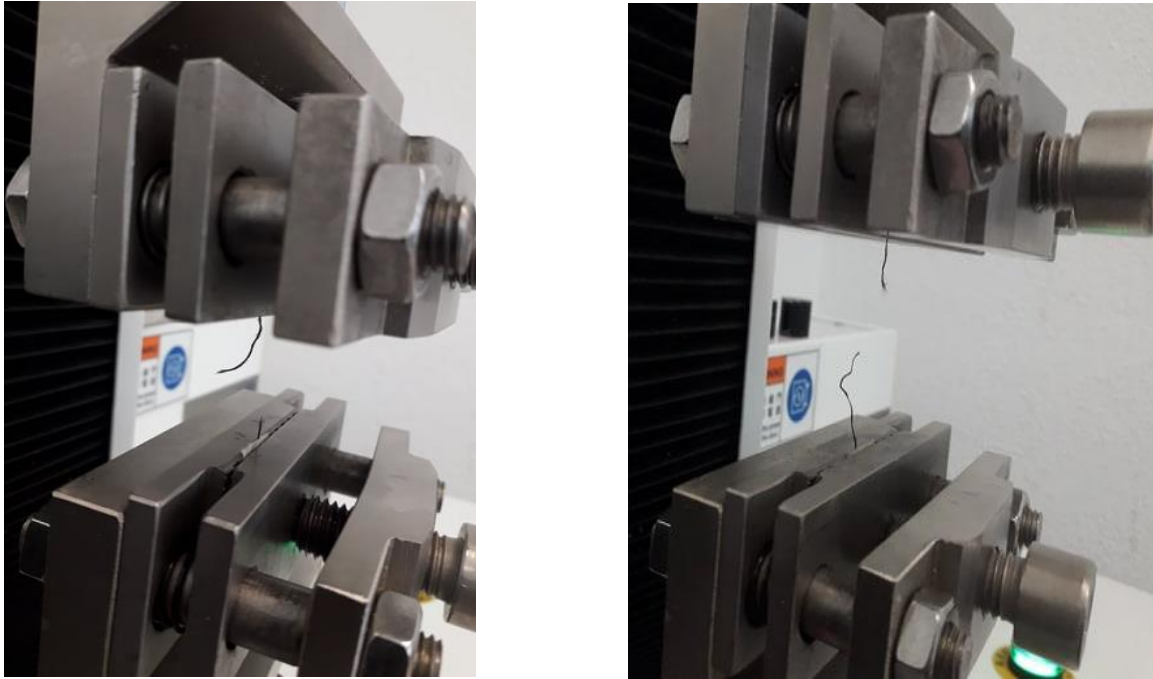


Figura 12. Muestra del rompimiento de un fragmento de sutura montado en las prensas después de la aplicación de fuerza medida en Newtons.

3.6.4 ANÁLISIS DE DATOS

Cada uno de los resultados de las pruebas realizadas en las muestras de los fragmentos de suturas montadas en la máquina universal de ensayos, fueron colectados en una base de datos para aplicar estadística descriptiva, con la cual se obtuvieron los valores de promedio, media, desviación estándar y rangos, representadas en las tablas que se mostrarán a continuación.

También se realizó la prueba estadística de Smirnov-Kolmogorov, debido a la naturaleza de los datos y a que se contaba con menos de 30 muestras de cada grupo así, esta prueba es empleada usualmente para determinar la distribución de datos (normal o no normal); los ensayos repetidos estandarizaban todas las posibles variables. Se esperaba que la distribución de los datos fuera paramétrica (normal o gaussiana), sin embargo, fue necesario realizar la prueba por lo que se mencionaba con anterioridad: el número de muestras fue menor a 30 de cada grupo.

Ya que se comprobó que la distribución de los datos fue normal y con más de dos grupos evaluados para comparar, se aplicó el análisis de varianza (ANOVA) de una vía ya que las pruebas consistían en el análisis de una sola variable en grupos independientes.

Posterior a aplicar ANOVA y ya que existían diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los grupos, se continuó con la prueba *pos hoc* para identificar entre qué grupos se encontraban las diferencias.

La prueba Tukey fue la de elección posterior al ANOVA (ya que es posible identificar qué medios son significativamente diferentes entre sí); así se obtuvieron los resultados entre grupos con una diferencia estadísticamente significativa la cual se estableció cuando $p \leq 0.05$.

En cuanto al procesamiento de los datos se llevaron a cabo en el programa de Microsoft Excel y el programa estadístico Graph Pad Prism.

Se realizan dos “Grupos control” el grupo 1 de manera intencional en la Escuela Nacional de Estudios Superiores Unidad: León, elaborados por el mismo operador que realiza los grupos 2 (Seda 4-0 desgomada), 3 (Seda 4-0 desgomada con quitosano), 4 (Seda 4-0 no desgomada con quitosano). El grupo 1’ lo manipula el operador del Laboratorio de investigación de odontología multidisciplinaria de la Universidad Autónoma de Querétaro (LIOM) con la intención de tener un grupo control sin ningún tratamiento; el operador no tenía conocimiento de las características de los distintos grupos de suturas.

Análisis de grupo 1: Seda No desgomada (Grupo control en Laboratorio de investigación multidisciplinaria de la Escuela Nacional de Estudios Superiores UNAM Unidad: León)

Análisis de grupo 1’: Seda No desgomada (Grupo control en Laboratorio de investigación de odontología multidisciplinaria de la Universidad Autónoma de Querétaro).

Análisis de grupo 2: Seda desgomada.

Análisis de grupo 3: Seda desgomada con quitosano.

Análisis de grupo 4: Seda no desgomada con quitosano.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

4. RESULTADOS

En la tabla 7, se presentan los resultados de los grupos control, donde se puede observar que el valor de la resistencia a la tracción de las muestras de ambos grupos varía de 12 a 14 Newtons.

El promedio del grupo control 1 es de **13.3833333** Newton con una desviación estándar de **0.48068764 Newton** mientras que el grupo control 1' es de **13.2841667** newton con una desviación estándar de **0.49773046** Newton, teniendo una diferencia entre cada grupo del promedio de las fuerzas evaluadas en las 12 pruebas de: **0.0991666** newton y de desviación estándar de: **0.01704282** newton, como se puede mostrar, tanto la desviación estándar como el promedio de las fuerzas evaluadas en las pruebas realizadas es muy similar ya que presentan menos de 1 newton de diferencia, aun cuando fueron realizados por operadores diferentes, lo que revela que las características originales de las suturas al no ser manipuladas tienen un valor similar durante las pruebas de resistencia a la tracción.

Tabla 7. Resistencia a la tracción de dos grupos control (Grupo 1: Seda No desgomada Grupo control elaborado en la ENES UNAM Unidad: León., Grupo 1': Seda No desgomada del laboratorio de Investigación Odontológica multidisciplinaria (LIOM) de la Universidad Autónoma de Querétaro (UAQ)).

No. De muestras	Resistencia a la tracción (Newtons)	
	Grupo 1 Seda No desgomada (CONTROL)	Grupo 1' Seda No desgomada (CONTROL EN LIOM de la UAQ)
1	13.1	13.85
2	13.75	12.25
3	13.5	13.5
4	13.3	12.75
5	12.75	13.95
6	13.65	13.8

7	13.55	13.2
8	13.35	13.6
9	13.5	13.21
10	12.3	13.3
11	14.05	13.1
12	13.8	12.9
Promedio	13.3833333	13.2841667
Desviación estándar	0.48068764	0.49773046

Al aplicar el análisis estadístico t de Student comprobamos que se sigue una distribución normal y constante en cuanto a sus valores de fuerza aplicada y que la diferencia en la desviación estándar es <1 .

Tabla 8. Resultados de los 3 grupos restantes de los fragmentos de suturas (Grupo 2: Sutura de seda desgomada, Grupo 3: Seda desgomada con quitosano y Grupo 4: Seda no desgomada con quitosano).

No. De prueba	Grupo 2 Seda desgomada	Grupo 3 Seda desgomada con quitosano	Grupo 4 Seda no desgomada con quitosano
1	11.75	12.36	11.85
2	13.65	13	12.55
3	11.3	13.55	12.75
4	12.6	10.95	11.95
5	12.4	11.4	12.65

6	11.4	10.8	12.55
7	13.75	12.06	12.65
8	13.69	13.2	10.9
9	14.1	11.23	11.55
10	13.3	11.1	11.8
11	11.65	12.21	12.95
12	11.46	13.01	12.1
Promedio	12.5875	12.0725	12.1875
Desviación estándar	1.06369104	0.96682352	0.60156047

En la Tabla 8 se pueden observar los resultados de las pruebas realizadas en los 3 grupos restantes. El promedio del grupo control 2 (Seda desgomada) es de **12.5875 newton** con una desviación estándar de **1.06369104 newton**.

El grupo 3 (Seda desgomada con quitosano) tiene un promedio de **12.0725** con una desviación estándar de **0.96682352 newton**.

Y finalmente el grupo 4 (Seda no desgomada con quitosano) tiene un promedio de **12.1875** con una desviación estándar de **0.60156047 newton**.

El grupo 2 y 4 refieren una diferencia en su desviación estándar de importancia con un valor de 0.46213057 newton éste valor es de importancia por las características de las muestras evaluadas, el grupo 2 fue desgomada solamente y el grupo 4 aunque no se desgomó se le añadió el quitosano, posiblemente esto modifique su resistencia a la tracción.

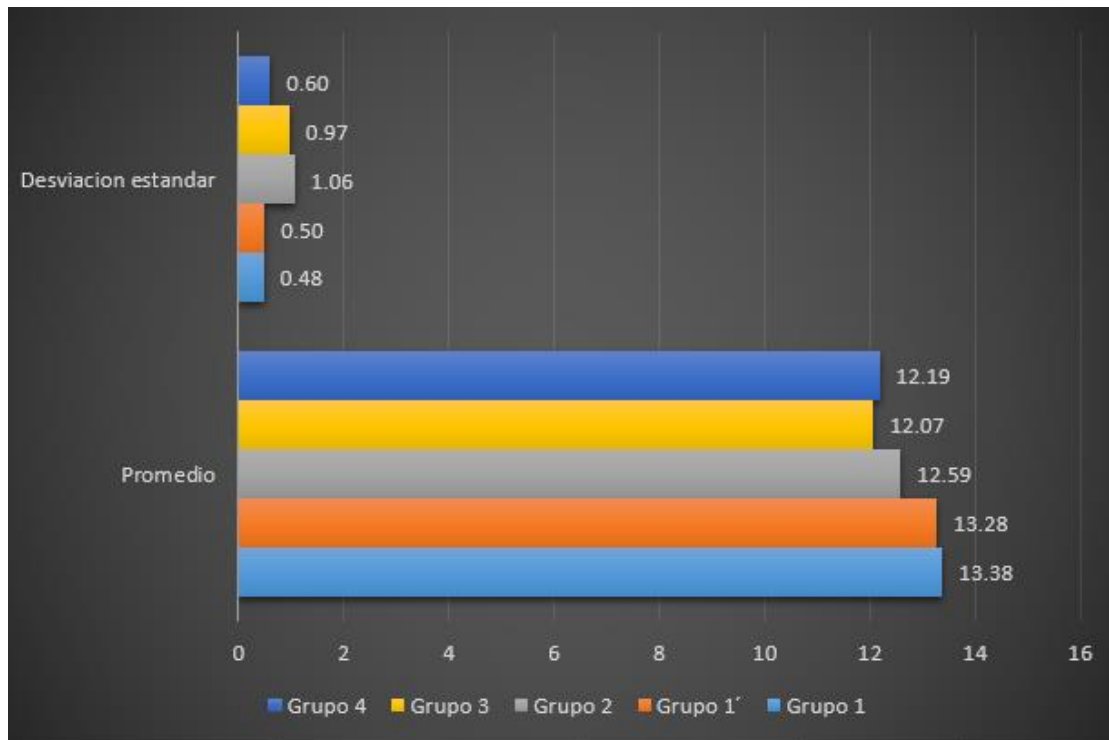


Figura 13 Resistencia a la tracción promedio de los grupos: Grupo 1: Seda No desgomada ENES, Grupo 1': Seda No desgomada LIOM, Grupo 2: Sutura de seda desgomada, Grupo 3: Seda desgomada con quitosano y Grupo 4: Seda no desgomada con quitosano. $p < 0.0001$

En la figura 13, se logra observar la diferencia de promedio de la fuerza aplicada en cada una de las pruebas; los grupos 1 y 1' son los que presentan menor diferencia entre ambos grupos siendo ésta apenas de **0.09916666 newton**, sin embargo, se logra observar una diferencia considerable de fuerza entre los grupos 1, grupo 1' y grupo 3 el cuál refiere ya un tratamiento de adhesión de quitosano y de desgomado.

Tabla 8. Análisis ANOVA comparando cada uno de los grupos para evaluar la diferencia entre los resultados después de realizar las pruebas de resistencia a la tracción.

Prueba de comparación múltiple de Tukey	Significativo cuando P < 0.05?	Resumen
Grupo 2 vs Grupo 1	No	Ns
Grupo 2 vs Grupo 3	No	Ns
Grupo 2 vs Grupo 4	No	Ns
Grupo 2 vs Grupo 1'	No	Ns
Grupo 1 vs Grupo 3	Si	*** S
Grupo 1 vs Grupo 4	Si	** S
Grupo 1 vs Grupo 1'	No	Ns
Grupo 3 vs Grupo 4	No	Ns
Grupo 3 vs Grupo 1'	Si	** S
Grupo 4 vs Grupo 1'	Si	** S

Ns: No significativo

S: Significativo

*** Diferencia >1.1 N

** Diferencia <1.1N

Basándonos en las pruebas realizadas de la resistencia a la tracción entre los distintos grupos

1. Seda 4-0 no desgomada (GRUPO CONTROL ENES) (SND)
- 1'. Seda 4-0 no desgomada (GRUPO CONTROL LIOM) (SND')
2. Seda 4-0 desgomada (SD)
3. Seda 4-0 desgomada con quitosano (SDQ)
4. Seda 4-0 no desgomada con quitosano (SNDQ)

Nos permitimos plantear que existen diferencias en la resistencia a la tracción cuando se adiciona un biomaterial capaz de inhibir el crecimiento bacteriano.

Entre el grupo 1 y grupo 3 la diferencia fue de **1.31 N**, entre el grupo 1 y el grupo 4: **1.2 N**, entre el grupo 3 y 1' es de **1.21 N** y finalmente entre los grupos 4 Y 1' fue de **1.1 N**.

4.2 DISCUSIÓN

En éste estudio se buscó comparar los valores de resistencia a la tracción de distintos grupos de fragmentos de suturas de seda tratados y no tratados para la adhesión de quitosano, buscando tener una sinergia entre el material de sutura y un biomaterial capaz de inhibir la adhesión bacteriana post tratamiento quirúrgico sin alterar las características físicas aptas para el material de sutura.

El promedio de resistencia del grupo control evaluado en la ENES León fue de 13.38 N similar a lo reportado en 2013 en un estudio realizado en evaluación de resistencia a la tracción de la sutura de poliglactina 910 material que se compara con la seda por presentar valores similares a su evaluación después de 15 y 21 días, reportando a la rotura del tejido a un promedio de 13.4 N⁴⁶.

Chu CC en el año 2009, evaluó la resistencia a la tracción de la sutura de poliglactina 910 en diferentes concentraciones de pH mostrando que en un medio neutro existen valores más altos de resistencia a la tracción y en pH alcalino se disminuye la fuerza a la tracción de forma más rápida⁴⁷, Sujeet en el año 2013 realiza estudios de la resistencia a la tracción de la sutura de poliglactina justificando que las condiciones alcalinas aceleran la degradación de la sutura provocando que la resistencia a la tracción disminuya de forma considerable⁴⁵; aunque no se evaluó el pH del quitosano en esta tesis, podemos suponer que la adhesión de cualquier sustancia ácida o básica puede modificar la resistencia a la tracción de la sutura.

Respecto a la hipótesis planteada que indica que “La resistencia a la tracción de la sutura de seda de calibre 4-0 disminuye al ser recubierta con quitosano”, es comprobada debido a los valores obtenidos después de las pruebas realizadas y a la diferencia de Newtons que se encuentran entre los grupos de suturas control evaluados que no fueron manipulados ni caracterizados frente a los grupos que se desgomaron o caracterizaron con quitosano.

4.3 LIMITANTES DEL ESTUDIO

La adición de un biomaterial a un material quirúrgico de sutura como el quitosano puede alterar la resistencia a la tracción de la misma; sin embargo, presenta buena actividad antimicrobiana ante bacterias como: *Streptococcus aureus*, *Streptococcus mutans*, *Escherichia coli*.

Es necesario realizar pruebas de resistencia a la tracción empleando nudos ya que es la parte final de la sinéresis y posiblemente se altere también la fuerza tensil de la sutura al manipularla de una forma mecánica después de la adhesión del quitosano.

La conservación de las muestras tiene un papel importante durante el proceso tanto de transportación como de montura en las prensas ya que influye directamente en el manejo de las mismas, el grupo inicial estaba compuesto por 24 muestras, sin embargo, se descartaron 12 ya que la mitad de ellas presentaban características morfológicas no adecuadas para las pruebas como deshilamiento, haciendo imposible la montura en las prensas.

Las pruebas deben realizarlas una sola persona para disminuir los errores por variables de manejo. El odontólogo general debe estar consciente de la resistencia bacteriana que se está presentado en estos días por el empleo inadecuado de fármacos antibióticos indicados después de la mayoría de las cirugías bucales sin tomar en cuenta el estado sistémico del paciente; hoy en día existen opciones que evitan su acción sistémica y actúan de forma local, disminuyendo así la posibilidad de que el individuo llegue a presentar una resistencia bacteriana a enfermedades más graves.

El recubrimiento de suturas con agentes antimicrobianos como el quitosano tiene acción comprobada, aunque aún exista carencia de pruebas clínicas suficientes para ser empleado ya en humanos, es una gran opción para evitar el uso de agentes antibióticos sistémicos.

Se necesita indagar en la conservación del material de sutura antes de su empleo para evitar que la sutura quede rígida y pierda así sus propiedades de maleabilidad que tiene la sutura de seda.

4. 4 CONCLUSIONES

Posterior a la evaluación de los resultados entre los grupos de suturas de la resistencia a la tracción, se puede determinar que el recubrimiento con quitosano de la sutura de seda calibre 4-0 altera su resistencia a la tracción al ser tratada.

Es necesario evaluar las propiedades tanto físicas como químicas de las suturas posteriores a su manipulación como adhesión de biomateriales; esto para ofrecer un material con características superiores que puedan ser empleadas en pacientes.

El odontólogo general tiene varias opciones de materiales de elección al momento de realizar una cirugía en la cual sea necesaria como paso final la colocación de sutura, es importante saber las características de las mismas para así ofrecer calidad y procurar ser más predictivos en el resultado final del tratamiento.

BIBLIOGRAFÍA

1. Bucci M, Borgonovo A, Re D, Microbiological analysis of bacterial plaque on three different threads in oral surgery. *Minerva Stomatologica* 2016; 1-6
2. Norma oficial mexicana NOM-067-SSA1-1993, que establece las especificaciones sanitarias de las suturas quirúrgicas.
3. Asher, R. A. Ran, Chacartchi, T. C. Tali, Tandlich, M. T. Moshik, Shapira, L. S. Lior, & Polak, D. P. David. (2018, 25 abril). Microbial accumulation on different suture materials following oral surgery: a randomized controlled study. *Clinical Oral Investigations*, 1(1), 1–7. Recuperado de <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2476-0>
4. De Castro Costa Neto, O., Lobo, L. A., Iorio, N. L. P., De Fátima Carvalho Vasconcelos, M., Maia, L. C., Tannure, P. N., & Antonio, A. G. (2015). Oral bacteria adherence to suture threads: an in vitro study. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 19(3), 275–280. <https://doi.org/10.1007/s10006-015-0487-4>
5. Abellán, D., Nart, J., Pascual, A., Cohen, R., & Sanz-Moliner, J. (2016). Physical and Mechanical Evaluation of Five Suture Materials on Three Knot Configurations: An in Vitro Study. *Polymers*, 8(4), 147. <https://doi.org/10.3390/polym8040147>
6. Shabnam, J., Yazdian, F., Marjani, A., Omid, M., & Rashedi, H. (2017, 23 julio). Curcumin-loaded chitosan/carboxymethyl starch/montmorillonite bio-nanocomposite for reduction of dental bacterial biofilm formation. Recuperado 28 febrero, 2019, de <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0141813017320391>
7. Otten, J., Wiedmann-Al-Ahmad, M., Jahnke, H., & Pelz, K. (2005). Bacterial colonization on different suture materials—A potential risk for intraoral dentoalveolar surgery. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 74B(1), 627–635. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30250>
8. Okabe K, Nakagawa Ic. Factors affecting the occurrence of bacteremia associated with tooth extraction. 1995; 239-42
9. Moratti S, Cabral J., (2017). *Chitosan Based Biomaterials, Volume 1.*: Elsevier.
10. De Lucas, E. Herrero, Fuciños, L. Cachafeiro, Martín, M. J. Ascencio, & Giménez, N. Cáceres. (2018). Interacciones entre el huésped y la microbiota. *International Journal of Pharmaceutics*, 52(12), 3059–3065. Recuperado de <http://sciencedirect.com>

11. Lara-Juárez, D., García-Contreras, R., & Arenas-Arrocena, M. C. (2018). Suturas funcionalizadas con nanomateriales para cirugía oral: revisión sistemática. *Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial*, 40(1), 33–40. <https://doi.org/10.1016/j.maxilo.2017.01.001>
12. Meyer, D. C., Bachmann, E., Lädemann, A., Lajtai, G., & Jentzsch, T. (2018). The best knot and suture configurations for high-strength suture material. An in vitro biomechanical study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 104(8), 1277–1282. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2018.08.010>
13. Alvarado, A., (2019) Evaluación antimicrobiana de suturas de seda modificadas con quitosano (Tesis de pregrado) Escuela Nacional de Estudios Superiores UNAM Unidad: León. México.
14. Finegold S, Bacterias anaerobias conceptos generales en Mandell: Enfermedades infecciosas, 5ta edicion, 2000. Editorial Panamericana.
15. Gamal Hamdan S. (Mayo 2014). Infecciones por gérmenes anaerobios., de Revista de Medicina Interna y Medicina Crítica Sitio web: Medicrit
16. Hernández Crespo S., (España). Infecciones por gérmenes anaerobios. *Medicine*. 2018;12(51): 2991-9, de Servicio de Microbiología. Hospital Universitario de Álava. Vitoria-Gasteiz. Álava. España.
17. I. Laleman, ., R. Koop, ., W. Teughels, ., C. Dekeyser, & ., M. Quirynen. (2017, 1 julio). Influence of tongue brushing and scraping on the oral microflora of periodontitis patients. *Journal of periodontal research*, 53(10), 73–79. Recuperado de <http://sciencedirect.com>
18. Chávez de Paz, L. E., Resin, A., Howard, K. A., Sutherland, D. S., & Wejse, P. L. (2011). Antimicrobial Effect of Chitosan Nanoparticles on *Streptococcus mutans* Biofilms. *Applied and Environmental Microbiology*, 77(11), 3892–3895. <https://doi.org/10.1128/aem.02941-10>
19. Dhom, J. D. Jonas, Bloes, D. B. Dominik, Peschel, A. P. Andreas, & Hofmann, U. K. Ulf. (2016, 14 junio). Bacterial Adhesion to Suture Material in a Contaminated Wound Model: Comparison of Monofilament, Braided, and Barbed Sutures. *Journal of orthopaedic research*, 10(1), 925–933.
20. Fernandes, T. F. Trinete, Bhavsar, C. B. Chintan, Sawarkar, S. S. Sujata, & D'souza, A. S. Anisha. (2018, 21 noviembre). Current and novel approaches for control of dental biofilm. *International Journal of Pharmaceutics*, 536(0378-5173), 199–210. Recuperado de www.elsevier.com/locate/ijpharm

21. Moratti, S. C.. (2017). Antibacterial properties of chitosan. In S. C. Moratti, & J. D. Cabral (Eds.), *Chitosan based biomaterials*, Volume 1 (Ed. rev., pp. 31–42). Recuperado de <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-08-100230-8.00002-9>
22. Balamurugan, R. (2012). Clinical and Histological Comparison of Polyglycolic Acid Suture with Black Silk Suture after Minor Oral Surgical Procedure. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, , 521–527. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1179>
23. Wesley, J. Alexander, Kaplan, J. Z. Jerold, & Altemeier, B. S. W A. (1966, 1 febrero). Role of suture materials in the development of wound infection. *Annals of surgery*, 165(2), 192–199.
24. Chen, X., Hou, D., Tang, X., & Wang, L. (2015). Quantitative physical and handling characteristics of novel antibacterial braided silk suture materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 50, 160–170.
25. Warnke P, Becker S, Podschun R, Sivananthan S, Springuer I, Russo P, et al. The battle against multi-resistant strains: Renaissance of antimicrobial essential oils as a promising force to fight hospital-acquired infections. *J Craniomaxillofac Surg*. 2009; 37 (7) : 392-397
26. (s.f.). Resistencia a la tracción (TS) Término Definición. Recuperado 8 octubre, 2019, de [https://www.manufacturingterms.com/Spanish/Tensile-strength-\(TS\).html](https://www.manufacturingterms.com/Spanish/Tensile-strength-(TS).html)
27. Ono, Y., Joly, D. A., Thornton, G. M., & Lo, I. K. (2018). Mechanical and imaging evaluation of the effect of sutures on tendons: tape sutures are protective to suture pulling through tendon. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 27(9), 1705–1710. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.03.004>
28. Thilagavathi, G., & Viju, S. (2015). Silk as a suture material. *Advances in Silk Science and Technology*, , 219–232. <https://doi.org/10.1016/b978-1-78242-311-9.00011-2>
29. Vidal Vademecum, V. V. (2015, 1 enero). Clorhexidina tópica. Recuperado 13 febrero, 2019, de <https://www.vademecum.es/principios-activos-clorhexidina+topica-d08ac02>
30. Pons-Vicente, O., López-Jiménez, L., Sánchez-Garcés, M. A., Sala-Pérez, S., & Gay-Escoda, C. (2010). A comparative study between two different suture materials in oral implantology. *Clinical Oral Implants Research*, 22(3), 282–288. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.01993.x>
31. Elices, M., Pérez Rigueiro, J., Plaza, G. R., & Guinea, G. (2011). Usos médicos de la seda. *Investigación y ciencia*, 419(1), 8-35.

32. Armas Moredo, Karina, Armas Pérez, Bárbaro A, Segura Pujal, Leandro, Márquez Hernández, Joaquín, & Armas Moredo, Katia. (2009). Materiales de sutura quirúrgico. *Revista Archivo Médico de Camagüey*, 13(5) Recuperado en 03 de marzo de 2019, de http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1025-02552009000500011&lng=es&tlng=es.
33. Dai, T., Tanaka, M., Huang, Y., & Hamblin, M. R. (2011). Chitosan preparations for wounds and burns: antimicrobial and wound-healing effects. *Expert Review of Anti-infective Therapy*, 9(7), 857–879. <https://doi.org/10.1586/eri.11.59>
34. Sala-Perez, S., Lopez-Ramirez, M., Quinteros-Borgarello, M., Valmaseda-Castellon, E., & Gay-Escoda, C. (2016). Antibacterial suture vs silk for the surgical removal of impacted lower third molars. A randomized clinical study. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, , 95–102. <https://doi.org/10.4317/medoral.20721>
35. Karde, P., Sethi, K., & Joshi, C. (2016). Comparative evaluation of sutures coated with triclosan and chlorhexidine for oral biofilm inhibition potential and antimicrobial activity against periodontal pathogens: An in vitro study. *Indian Journal of Dental Research*, 27(5), 535. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.195644>
36. Guijarro, M. J. Erazo, Bonilla, F. A. Arroyo, Bonilla, D. A. Arroyo, García, M. R. Castro, & Terán, S. G. Santacruz. (2017, 11 julio). Efecto antimicrobiano del cinamaldehído, timol, eugenol y quitosano sobre cepas de *Streptococcus mutans*. *Revista cubana de estomatología*, 54(4), 1–9. Recuperado de <http://scielo.sld.cu>
37. Balamurugan R, Mohamed M, Pandey V, Katikaneni HKR, Kumar KRA. Clinical and Histological Comparison of Polyglycolic Acid Suture with Black Silk Suture after Minor Oral Surgical Procedure. *J Contemp Dent Pract* 2012;13(4):521-527
38. Liu, N.; Chen, X.; Park, H.; Liu, C.; Meng G.; Effect of MW and concentration of chitosan on antibacterial activity of *Escherichia coli*. *Carbohydr Polym* 2006; (64): 60-5
39. Huntington, L., Coles-Black, J., Richardson, M., Sobol, T., Caldow, J., Chuen, J., & Ackland, D. C. (2018). The use of suture-tape and suture-wire in arthroscopic rotator cuff repair: A comparative biomechanics study. *Injury*, 49(11), 2047–2052. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2018.09.004>
40. Masini, B. D., Stinner, D. J., Waterman, S. M., & Wenke, J. C. (2011). Bacterial Adherence to High-Tensile Strength Sutures. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 27(6), 834–838. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2011.02.003>

41. Esamael Hefian., Elham Selgan Noudi., Azizah Mainal., & Abdulha Amid Yahay. (2010). Characterization of chitosan in acetic acid: Rheological and thermal studies. *Tübitak*, 34, 47–56. <https://doi.org/10.3906/kim-0901-38>
42. Polykandriotis, E., Besrouer, F., Arkudas, A., Ruppe, F., Zetzmann, K., Braeuer, L., & Horch, R. E. (2019). Flexor tendon repair with a polytetrafluoroethylene (PTFE) suture material. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 139(3), 429–434. <https://doi.org/10.1007/s00402-018-03105-3>
43. J. A. von Fraunhofer, R. S. Storey, I. K. Stone, and B. J. Masterson (1985) Tensile strength of suture materials *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 19, 595-600
44. Dominic, J. S., Pamela, K., SCENDES, J., & DÍAZ, J. C. (2000). Resistencia tensil de materiales de sutura. *La revista chilena de cirugía*, 52(1), 49–54.
45. Khiste, S. V., Ranganath, V., & Nichani, A. S. (2013). Evaluation of tensile strength of surgical synthetic absorbable suture materials: an in vitro study. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 43(3), 130. <https://doi.org/10.5051/jpis.2013.43.3.130>
46. Chavarriaga, D., Grajales, N., & Torres, J. A. (2013). Efecto del pH en la resistencia a la tracción de la sutura poliglactina 910 en diferentes tiempos de exposición. *Programa de periodoncia y osteointegración*, .(.), 12–20.
47. Vasanthan, A., Satheesh, K., Hoopes, W., Lucaci, P., Williams, K., & Rapley, J. (2009). Comparing Suture Strengths for Clinical Applications: A Novel In Vitro Study. *Journal of Periodontology*, 80(4), 618–624. <https://doi.org/10.1902/jop.2009.080490>

