



FACULTAD DE ODONTOLOGIA

RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE HILOS DE SUTURA REABSORBIBLES Y NO REABSORBIBLES EXPUESTOS A UNA BEBIDA CARBONATADA Y SALIVA ARTIFICIAL: IN VITRO

Línea de investigación:

Biomateriales

Tesis para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista

Autor

Molina Sánchez, Renzo Aldhair

Asesor

Mendoza Lupuche, Román

ORCID: 0000-0003-2089-8965

Jurado

Escobedo Dios, José Humberto

Galarza Valencia, Diego Javier

Cerro Olivares, Elizabeth Sonia

Lima - Perú

2026

RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE HILOS DE SUTURA REABSORBIBLES Y NO REABSORBIBLES EXPUESTOS A UNA BEBIDA CARBONATADA Y SALIVA ARTIFICIAL: IN VITRO

INFORME DE ORIGINALIDAD

17%	14%	6%	9%
INDICE DE SIMILITUD	FUENTES DE INTERNET	PUBLICACIONES	TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	Submitted to Universidad Nacional Federico Villarreal	5%
	Trabajo del estudiante	
2	repositorio.unfv.edu.pe	2%
	Fuente de Internet	
3	dspace.ucuenca.edu.ec	1%
	Fuente de Internet	
4	repositorio.umsa.bo	1%
	Fuente de Internet	
5	hdl.handle.net	1%
	Fuente de Internet	
6	repositorio.unfv.edu.pe:8080	1%
	Fuente de Internet	
7	www.mdpi.com	<1%
	Fuente de Internet	
8	pubmed.ncbi.nlm.nih.gov	<1%
	Fuente de Internet	
9	www.revistas.uniflu.edu.br	<1%
	Fuente de Internet	
10	www.coursehero.com	<1%
	Fuente de Internet	
11	repositorio.uncp.edu.pe	<1%
	Fuente de Internet	



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE HILOS DE SUTURA REABSORBIBLES Y NO
REABSORBIBLES EXPUESTOS A UNA BEBIDA CARBONATADA Y SALIVA
ARTIFICIAL: *IN VITRO***

Línea de Investigación:

Biomateriales

Tesis para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista

Autor

Molina Sánchez, Renzo Aldhair

Asesor

Mendoza Lupuche, Román

(ORCID: 0000-0003-2089-8965)

Jurado

Escobedo Dios, José Humberto

Galarza Valencia, Diego Javier

Cerro Olivares, Elizabeth Sonia

Lima – Perú

2026

DEDICATORIA

A Dios, a mis padres, por su amor y apoyo incondicional. A mi familia, por creer en mí y apoyarme en cada paso. A mi asesor, por su guía y sabiduría. A mis amigos, por su apoyo y motivación. A todos aquellos que me apoyaron y creyeron en mí.

AGRADECIMIENTO

Quiero expresar mi gratitud a todas las personas que contribuyeron a la realización de esta tesis. A Dios por la bendición que me da

A mi asesor de tesis Doctor Román Mendoza Lupuche, por su invaluable guía, apoyo y dedicación a lo largo de este proceso. A mi querida alma mater Universidad Nacional Federico Villareal, por brindarme la oportunidad de realizar esta investigación. A mis compañeros de estudio, por su colaboración y apoyo moral. A mi familia y amigos, por su amor, comprensión y constante motivación.

ÍNDICE

RESUMEN	vi
ABSTRACT.....	vii
I. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Descripción y formulación del problema.....	2
1.2. Antecedentes.....	3
1.3. Objetivos.....	11
1.3.1. <i>Objetivo general</i>	11
1.3.2. <i>Objetivos específicos</i>	11
1.4. Justificación.....	11
1.4.1. <i>Teórica</i>	11
1.4.2. <i>Práctica</i>	12
1.4.3. <i>Social</i>	12
1.5. Hipótesis.....	13
II. MARCO TEÓRICO	14
2.1. Bases teóricas sobre el tema de investigación	14
2.1.1. <i>Resistencia a la tracción</i>	14
2.1.2. <i>Hilos de sutura</i>	16
2.1.3. <i>Bebida carbonatada</i>	18
2.1.4. <i>Saliva artificial</i>	20
III. MÉTODO	22
3.1. Tipo de investigación	22
3.2. Ámbito temporal y espacial	22
3.3. Variables.....	22
3.3.1. <i>Variable dependiente</i>	22

3.3.2. <i>Variable independiente</i>	22
3.3.3 <i>Operacionalización de variables</i>	23
3.4. Población y muestra.....	24
3.4.1. <i>Criterios de selección</i>	25
3.5. Instrumentos.....	25
3.6. Procedimientos.....	25
3.6.1. <i>Gestión para el acceso a laboratorios</i>	25
3.6.2. <i>Preinmersión</i>	26
3.6.3. <i>Exposición al medio de prueba</i>	26
3.6.4. <i>Medición de la resistencia a la tracción a los 7 días</i>	27
3.7. Análisis de datos	27
3.8. Consideraciones éticas	27
IV. RESULTADOS	29
V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS	34
VI. CONCLUSIONES	37
VII. RECOMENDACIONES	38
VIII. REFERENCIAS.....	39
IX. ANEXOS	45
9.1. Anexo A	45
9.1.1. <i>Matriz de consistencia</i>	45
9.2. Anexo B	46
9.2.1. <i>Ficha de recolección de datos</i>	46
9.3. Anexo C	48
9.3.1. <i>Fotos de procedimiento</i>	48

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Resistencia a la tracción de hilos de sutura no reabsorbibles nylon azul y seda negra expuestos a bebida coca cola y saliva artificial a los 0 y 7 días.....	29
Tabla 2. Resistencia a la tracción de hilos de sutura reabsorbibles ácido poliglicolico y catgut crómico expuestos a bebida coca cola y saliva artificial a los 0 y 7 días.....	30
Tabla 3. Resistencia a la tracción de hilos de sutura no reabsorbibles nylon azul y seda negra con los hilos de sutura reabsorbibles ácido poliglicolico y catgut crómico, expuestos a coca cola y saliva artificial.....	32

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Resistencia a la tracción de hilos de sutura no reabsorbibles nylon azul y seda negra expuestos a bebida coca cola y saliva artificial a los 0 y 7 días.....	29
Figura 2. Resistencia a la tracción de hilos de sutura reabsorbibles ácido poliglicolico y catgut crómico expuestos a bebida coca cola y saliva artificial a los 0 y 7 días.....	31

RESUMEN

Objetivo: Evaluar la resistencia a la tracción de hilos de sutura reabsorbibles y no reabsorbibles tras su exposición a una bebida carbonatada y saliva artificial, en un estudio experimental in vitro. **Metodología:** Se realizó un estudio experimental in vitro con 32 muestras distribuidas en siete grupos según el tipo de sutura y el medio de exposición. Se evaluaron hilos de seda negra, nylon azul, ácido poliglicólico y catgut crómico. Las muestras fueron sometidas inicialmente a medición de resistencia a la tracción en estado seco mediante una máquina de ensayo universal. Posteriormente, se expusieron durante siete días a Coca-Cola® o saliva artificial. Al finalizar el período de exposición, se volvió a medir la resistencia máxima a la tracción. **Resultados:** Los hilos no reabsorbibles mostraron disminución de la resistencia tras la exposición, siendo más marcada en la seda negra. Entre los hilos reabsorbibles, el ácido poliglicólico presentó alta estabilidad, con reducciones mínimas de resistencia, mientras que el catgut crómico evidenció una degradación significativa, especialmente tras la exposición a saliva artificial. Las comparaciones de medias demostraron diferencias estadísticamente significativas principalmente en la seda negra y el catgut crómico. **Conclusiones:** La resistencia a la tracción de los hilos de sutura se ve influenciada por el tipo de material y el medio de exposición. La seda negra y el catgut crómico son más susceptibles a la degradación, mientras que el nylon azul y el ácido poliglicólico muestran mayor estabilidad mecánica frente a condiciones simuladas del medio oral.

Palabras clave: materiales de sutura, resistencia a la tracción, saliva artificial.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the tensile strength of absorbable and non-absorbable suture threads after exposure to a carbonated beverage and artificial saliva in an in vitro experimental study.

Methodology: An in vitro experimental study was conducted with 32 samples distributed into seven groups according to the type of suture and the exposure medium. Black silk, blue nylon, polyglycolic acid, and chromic catgut sutures were evaluated. The samples were initially subjected to tensile strength measurement in a dry state using a universal testing machine. Subsequently, they were exposed for seven days to Coca-Cola® or artificial saliva. At the end of the exposure period, maximum tensile strength was measured again. **Results:** Non-absorbable sutures showed a decrease in tensile strength after exposure, which was more pronounced in black silk. Among absorbable sutures, polyglycolic acid showed high stability with minimal reductions in strength, whereas chromic catgut exhibited significant degradation, especially after exposure to artificial saliva. Mean comparisons demonstrated statistically significant differences mainly in black silk and chromic catgut. **Conclusions:** The tensile strength of suture threads is influenced by the type of material and the exposure medium. Black silk and chromic catgut are more susceptible to degradation, while blue nylon and polyglycolic acid show greater mechanical stability under simulated oral environment conditions.

Keywords: suture materials, tensile strength, artificial saliva.

I. INTRODUCCIÓN

La cicatrización de heridas es un proceso complejo que involucra varias fases interconectadas y está influenciado por diversos factores. Se reconocen tres tipos de cicatrización intencional: por primera, segunda y tercera intención. En la cicatrización por primera intención, los tejidos recuperan su estructura anatómica normal con la misma organización que tenían antes de la lesión, y para lograr este resultado, las suturas son ampliamente utilizadas, ya que permiten aproximar los bordes de la herida y asegurar una adecuada cicatrización y estabilidad clínica, especialmente en el ámbito de la odontología.

No obstante, la sutura dentro de la cavidad bucal presenta características particulares frente a otras zonas del cuerpo, debido al tipo y la vascularización de los tejidos, el ambiente húmedo constante por la saliva y las funciones propias como el habla, la masticación y la deglución. Por ello, es fundamental que el odontólogo comprenda de manera integral las propiedades biomecánicas de los materiales de sutura, siendo la resistencia tensil una característica clave que indica su capacidad para soportar el estrés durante el anudado. Además, la velocidad de absorción de los materiales reabsorbibles puede influir de forma determinante en su resistencia.

Las suturas pueden clasificarse en sintéticas o naturales, reabsorbibles o no reabsorbibles, y en monofilamento o multifilamento.

Por otro lado, dentro de las suturas no reabsorbibles, la seda es el material natural más utilizado por sus buenas propiedades de manejo. Asimismo, la poliamida, un monofilamento sintético, es empleado en cirugía oral por su menor resistencia al anudado, menor fricción con los tejidos y menor rigidez en comparación con la seda.

Considerando la importancia de estas propiedades y las condiciones particulares de la cavidad bucal, el presente estudio tiene como propósito evaluar la resistencia a la tracción in vitro de materiales de sutura expuestos a la bebida carbonatada coca cola.

1.1. Descripción y formulación del problema

La resistencia a la tracción de los hilos de sutura es una propiedad mecánica fundamental, definida como la relación entre la carga máxima que una sutura puede soportar sin romperse mientras se estira y el área transversal original del material (Brandt et al., 2012).

Una resistencia a la tracción adecuada es crucial para lograr la correcta coaptación de los colgajos hasta que se complete el proceso de cicatrización. Además, esta resistencia debe mantenerse especialmente durante las dos primeras semanas postoperatorias, ya que los hilos de sutura tienden a perder entre el 70 % y el 80 % de su resistencia inicial en ese periodo (Arce et al., 2019).

Las suturas pueden clasificarse según diversos criterios relacionados con los hilos empleados para su fabricación, su origen, su comportamiento biológico y su estructura. Cada tipo de sutura posee una resistencia propia que debe ser comparada entre los diferentes hilos disponibles para seleccionar el más adecuado, en función de la fuerza de tracción que se espera que soporten los colgajos (Manfredini et al., 2022). Sin embargo, hasta donde se sabe, son escasos los estudios que han comparado la resistencia a la tracción de distintos hilos de sutura en condiciones simuladas de la cavidad oral para su aplicación clínica en odontología.

No obstante, la sutura dentro de la cavidad bucal presenta características particulares frente a otras zonas del cuerpo, debido al tipo y la vascularización de los tejidos, el ambiente húmedo constante por la saliva y las funciones propias como el habla, la masticación y la deglución. Por ello, es fundamental que el odontólogo comprenda de manera integral las propiedades biomecánicas de los materiales de sutura, siendo la resistencia tensil una característica clave que indica su capacidad para soportar el estrés durante el anudado. Además, la velocidad de absorción de los materiales reabsorbibles puede influir de forma determinante en su resistencia (Minozzi et al., 2009; Ching et al., 2024).

En un estudio realizado por Hans et al., se observó una diferencia estadísticamente significativa en el pH salival medio antes y después del consumo de bebidas carbonatadas. En comparación con los alimentos sólidos, las bebidas líquidas parecen tener un tiempo de aclaramiento más corto, pero mantienen un nivel de pH bajo durante un período de tiempo más largo. El material de sutura pierde su resistencia a la tracción más rápidamente en el entorno oral debido a estas variables, lo que puede conducir a una menor adaptación del tejido y una mayor susceptibilidad a infecciones secundarias (Hans et al., 2016; Ojastha et al., 2023)

Muchos de los hilos utilizados en cirugía oral pueden ser alterados por diversos factores presentes en el entorno bucal, entre ellos las bebidas carbonatadas, como la Coca-Cola, y la exposición constante a la saliva. Las bebidas carbonatadas poseen un pH ácido que puede modificar la estructura química de los hilos, acelerando su degradación y disminuyendo su resistencia mecánica. Asimismo, la saliva artificial, al simular las condiciones fisiológicas de la cavidad oral, permite analizar de forma controlada los efectos del ambiente húmedo sobre las propiedades físicas y tensiles de las suturas. Evaluar estos factores resulta importante, ya que el contacto frecuente con bebidas ácidas y la exposición salival continua pueden comprometer la estabilidad de los materiales de sutura durante el proceso de cicatrización, afectando directamente el éxito del tratamiento quirúrgico.

Ante esta problemática, surge la siguiente pregunta ¿Cuál será la resistencia a la tracción de hilos de sutura reabsorbibles y no reabsorbible expuestos a una bebida carbonatada, in vitro?

1.2. Antecedentes

Manfredini et al. (2022) en Italia desarrollaron un estudio experimental in vitro titulado “*Evaluation of Breaking Force of Different Suture Materials Used in Dentistry: An In Vitro Mechanical Comparison*”, cuyo objetivo general fue evaluar y comparar el comportamiento mecánico de diferentes suturas utilizadas en cirugía oral en términos de resistencia a la tracción.

La muestra estuvo conformada por 3 especímenes de sutura por grupo, correspondientes a ocho tipos de materiales (seda, poliglecolida-co-caprolactona, polipropileno, poliglecolida rápida, poliglecolida estándar, poliamida, poliéster y fluoruro de polivinilideno) en calibres 3-0, 4-0 y 5-0. Las suturas fueron sometidas a pruebas con una máquina de tracción uniaxial después de ser inmersas en saliva artificial a 37°C. Los resultados indicaron que la poliglecolida rápida calibre 3-0 presentó la mayor resistencia, mientras que la poliglecolida-co-caprolactona calibre 5-0 mostró el menor valor. No se encontraron diferencias significativas en el desprendimiento aguja-hilo entre 3-0 y 4-0, y la mayor resistencia del nudo en configuración FRF se observó en la seda 3-0, siendo la menor en la seda 5-0. Se concluyó que conocer las propiedades mecánicas de cada material de sutura permite seleccionar el tipo más adecuado para favorecer una cicatrización exitosa en cirugía oral.

Ching et al. (2024) en Tailandia desarrollaron un estudio experimental in vitro titulado *“In Vitro Study of Tensile Strength Comparison of Selected Nonabsorbable and Absorbable Suture Materials after Immersion in 0.12% Chlorhexidine Gluconate”*, cuyo objetivo general fue comparar la resistencia tensil de suturas absorbibles y no absorbibles después de la exposición a gluconato de clorhexidina al 0.12%. La muestra estuvo conformada por 540 segmentos de sutura calibre 4-0, correspondientes a seis materiales —seda, polipropileno y poliamida 6 (no absorbibles), así como poliglactina 910, poliglecaprone 25 y polidioxanona (absorbibles)— con 90 especímenes por cada tipo de sutura. Las suturas fueron inmersas en saliva artificial y gluconato de clorhexidina al 0.12%, y posteriormente evaluadas mediante una máquina universal de tracción en cinco periodos: días 0, 1, 3, 7 y 14. Los resultados mostraron que las suturas no absorbibles conservaron su resistencia tensil durante el periodo experimental; la seda disminuyó su resistencia al día 1, pero permaneció estable hasta el día 14, mientras que todas las suturas absorbibles redujeron significativamente su resistencia al día 14. Se concluyó que el uso de gluconato de clorhexidina al 0.12% en el postoperatorio no

compromete la resistencia tensil de la seda ni de la poliglactina 910, por lo que ambas pueden considerarse adecuadas cuando se indica enjuague con clorhexidina durante la fase de cicatrización.

Alaqueely et al. (2024) en Arabia Saudita realizaron un estudio piloto experimental in vitro titulado *“Immediate effect of different herbal solutions on tensile strength of suture materials in oral cavity”*, cuyo objetivo general fue evaluar el efecto inmediato de diferentes soluciones herbales sobre la resistencia tensil de suturas empleadas en procedimientos quirúrgicos orales. La muestra estuvo constituida diez especímenes por cada grupo de materiales de sutura calibre 4-0: poliglactina 910, poliglecaprone 25 y polipropileno, los cuales fueron evaluados antes y después de su inmersión en saliva artificial, clorhexidina al 0.12%, mirra y olíbano durante tres periodos: 24 horas, 1 semana y 2 semanas. Los resultados mostraron diferencias significativas en la resistencia tensil entre los tipos de suturas, siendo el polipropileno el material con menor resistencia. Asimismo, se observó que la poliglactina redujo su resistencia cuando estuvo en contacto con clorhexidina, mientras que la poliglecaprone disminuyó tras la inmersión en olíbano; todas las suturas mostraron los valores más bajos de resistencia después de la exposición a mirra. Se concluyó que las soluciones herbales preparadas de manera doméstica pueden afectar la resistencia de las suturas, por lo que su uso debe controlarse durante el periodo postoperatorio para no comprometer la estabilidad del cierre quirúrgico.

Kaur et al. (2024) realizaron en la India un estudio experimental in vitro titulado *“Assessment of the Mechanical Properties of Different Suture Materials for Oral Surgery: An In Vitro Tensile Strength Study”*, cuyo propósito fue evaluar la resistencia tensil de diferentes materiales de sutura comúnmente utilizados en cirugía oral. La muestra estuvo conformada por 192 especímenes correspondientes a seis tipos de suturas: ácido poliglicólico, poliglactina 910, ácido poliláctico, polidioxanona, seda y nailon, las cuales fueron sometidas a pruebas de

resistencia tensil mediante el uso de una máquina universal de ensayos. El análisis estadístico descriptivo permitió resumir los valores de resistencia tensil de cada material, mientras que el análisis comparativo identificó diferencias significativas entre los grupos evaluados. Los resultados evidenciaron una variabilidad significativa en la resistencia tensil expresada en newtons, observándose que la poliglactina 910 presentó el valor medio más alto, seguida de la polidioxanona, mientras que la seda mostró la menor resistencia; dichas diferencias fueron estadísticamente significativas. Se concluyó que los materiales de sutura utilizados en cirugía oral presentan propiedades mecánicas distintas, por lo que la resistencia tensil debe considerarse un criterio fundamental en la selección del material de sutura para optimizar el cierre de heridas y mejorar los resultados clínicos.

Abullais et al. (2020) en Arabia Saudita realizaron un estudio experimental in vitro titulado *“In-vitro evaluation of commonly used beverages on tensile strength of different suture materials used in dental surgeries”*, cuyo objetivo general fue evaluar la resistencia tensil de diferentes suturas tras simular su exposición intraoral a bebidas de consumo frecuente. La muestra estuvo constituida por 10 especímenes por cada grupo de sutura correspondientes a cuatro materiales: seda, poliglactina 910, polipropileno y catgut crómico, que fueron inmersos en saliva artificial, café árabe, té y bebida de cola, evaluándose la resistencia tensil antes de la inmersión y en los días 3, 7 y 14 mediante una máquina universal de tracción. Los resultados mostraron que el té redujo significativamente la resistencia tensil de la seda al tercer día, mientras que la bebida de cola afectó la poliglactina 910 y el catgut crómico; al séptimo día, la seda y el polipropileno conservaron mejor su resistencia. El estudio concluyó que es recomendable limitar el consumo de bebidas como té y cola durante la primera semana postoperatoria y considerar el polipropileno como alternativa favorable cuando se anticipa exposición a dichas bebidas.

Aktı et al. (2024) en Turquía realizaron un estudio experimental in vitro titulado *“Evaluation of Tensile Strength of Surgically Absorbable Suture Materials Used in Oral Surgery after Immersion in Different Beverages: An In Vitro Study”*, cuyo propósito fue evaluar el efecto de bebidas de consumo frecuente sobre la resistencia tensil de suturas absorbibles empleadas en cirugía oral. La muestra estuvo conformada por 52 especímenes por cada grupo de suturas absorbibles monofilamento de poliglicólido-co-L-lactida y multifilamento de poliglicólido-co-caprolactona, que fueron inmersas diariamente en té, café y gaseosa cola cinco veces al día durante 5 minutos, permaneciendo el resto del tiempo en saliva artificial y sometidas a ciclos térmicos; posteriormente se evaluó su resistencia tensil en los días 3, 7 y 14 mediante análisis estadístico ANOVA y prueba t con corrección de Bonferroni. Los resultados mostraron una disminución significativa de la resistencia tensil en ambos tipos de sutura desde el tercer día en todos los medios evaluados, siendo la gaseosa cola la que produjo la mayor reducción, especialmente durante las primeras semanas. El estudio concluyó que estas bebidas disminuyen de manera importante la resistencia tensil de las suturas durante los primeros 14 días postoperatorios, recomendándose considerar este efecto durante el periodo de cicatrización oral.

Ojastha et al., (2023) realizaron en la India un estudio experimental in vitro titulado *“An Evaluation of the Tensile Strength of Polyglactin Sutures After Immersion in Different Herbal Mouthwashes: An In Vitro Study”*, en el cual se evaluó la resistencia tensil de suturas de poliglactina tras su inmersión en diferentes enjuagues bucales herbales utilizados en el postoperatorio de procedimientos quirúrgicos orales. Se seleccionaron dos suturas absorbibles sintéticas trenzadas de poliglactina 910 disponibles comercialmente (Vicryl y Seamcryl), las cuales fueron sometidas a inmersión en dos tipos de enjuagues herbales: nilavembu con nanopartículas de plata y clavo–uni stevia, comparándose con un grupo control; posteriormente, la resistencia tensil fue evaluada mediante una máquina universal de ensayos

ElectroPuls® E3000, y los datos obtenidos fueron analizados estadísticamente mediante análisis de varianza de una vía. Los resultados mostraron que la resistencia tensil del material Vicryl fue significativamente mayor en el grupo expuesto al enjuague de clavo–uni stevia en comparación con el enjuague de nilavembu con nanopartículas de plata y el grupo control, observándose un comportamiento similar en el material Seamcryl, el cual también presentó valores de resistencia significativamente superiores tras la inmersión en clavo–uni stevia; por el contrario, el enjuague de nilavembu con nanopartículas de plata ocasionó una disminución significativa de la resistencia tensil del Vicryl tras 24 horas de inmersión. Se concluyó que determinados enjuagues bucales herbales pueden modificar las propiedades mecánicas de las suturas de poliglactina, por lo que la selección del material de sutura y del enjuague postoperatorio debe considerarse cuidadosamente para optimizar los resultados clínicos.

Taysi et al. (2021) realizaron en Turquía un estudio experimental in vitro titulado “Comparison between tensile characteristics of various suture materials with two suture techniques: an in vitro study”, en el cual se evaluaron la resistencia tensil y la elongación hasta la falla de materiales de sutura comúnmente utilizados en cirugía oral, así como la comparación entre dos técnicas de sutura. Se analizaron ocho tipos de suturas calibre 3-0: seda, politetrafluoroetileno, polipropileno, poliéster, poliglactina 910, ácido poliglicólico, poliglecaprone 25 y polidioxanona, las cuales fueron anudadas por un solo operador mediante la técnica de sutura simple y la técnica de colchonero horizontal, utilizando nudo de cirujano complementado con nudos cuadrados; posteriormente, los especímenes fueron sometidos a pruebas de carga máxima de falla y elongación mediante un dispositivo microtensil, evaluándose en condiciones basales y tras 3, 7 y 14 días de inmersión en saliva artificial. Los resultados evidenciaron que la resistencia tensil del ácido poliglicólico, la poliglactina 910, el polipropileno y la seda fue significativamente menor al tercer día en comparación con la línea basal, observándose a los 14 días una reducción significativa de la resistencia tensil del ácido

poliglicólico y la poliglactina 910 en ambas técnicas de sutura; asimismo, la polidioxanona presentó los valores más altos de resistencia tensil y elongación en ambas técnicas, mientras que el politetrafluoroetileno mostró la mayor estabilidad tensil pese a presentar valores absolutos más bajos, y la técnica de sutura simple evidenció una resistencia tensil aproximadamente dos veces mayor que la técnica de colchonero horizontal. Se concluyó que el ácido poliglicólico y la poliglactina 910 son materiales sensibles al tiempo de inmersión, que la polidioxanona ofrece un desempeño mecánico óptimo independientemente de la técnica empleada y que el politetrafluoroetileno mantiene una estabilidad tensil favorable a largo plazo, aspectos que deben considerarse en la selección clínica del material de sutura.

Gonzales-Barnadas et al. (2017) realizaron en España un estudio experimental in vitro titulado “In Vitro Tensile Strength Study on Suturing Technique and Material”, en el cual se evaluó la resistencia tensil de diferentes técnicas de sutura y materiales con distintos calibres, considerando su importancia en la prevención de complicaciones como la dehiscencia de la herida. Se realizaron 160 suturas utilizando seda, politetrafluoroetileno expandido y dos tipos de poliamida (monofilamento y Supramid), efectuándose diez suturas simples, diez suturas en colchonero horizontal y diez combinaciones de ambas técnicas con material calibre 4-0 para cada tipo de sutura, además de diez suturas simples con material calibre 5-0; en todos los casos se registró la fuerza máxima de tracción soportada por cada sutura. Los resultados mostraron que, al aplicar una tracción de 5 mm, la poliamida monofilamento presentó una resistencia significativamente mayor sin desanudarse ni romperse en comparación con Supramid y seda, mientras que el politetrafluoroetileno expandido fue superior a todos los materiales en términos de estabilidad frente a la tracción, aunque la fuerza necesaria para que las suturas 4-0 de este material se desanudaran o rompieran fue menor que la observada en ambos tipos de poliamida; asimismo, la técnica combinada soportó una fuerza tensil significativamente mayor antes del desanudamiento o la ruptura en comparación con la sutura simple y la sutura en colchonero

horizontal, y los materiales calibre 5-0 presentaron menor resistencia tensil que los de calibre 4-0, observándose entre los primeros una mayor resistencia del Supramid frente a la seda. Se concluyó que la técnica de sutura combinada ofrece una mayor resistencia tensil que las técnicas simples y de colchonero horizontal, que el politetrafluoroetileno expandido calibre 4-0 presenta una elevada estabilidad frente a la tracción y que, con excepción de este material, las suturas calibre 4-0 poseen mayor resistencia tensil que las de calibre 5-0, aspectos relevantes para la selección clínica del material y la técnica de sutura.

Arce et al. (2019) realizaron un estudio experimental in vitro titulado “Tensile Strength of Novel Nonabsorbable PTFE (Teflon®) versus Other Suture Materials: An In Vitro Study”, en el cual se comparó la resistencia tensil de suturas empleadas en cirugía implantológica según el tipo de hilo y el tiempo de inmersión en saliva artificial. Se utilizaron tres materiales de sutura calibre 4-0: poliglactina 910, seda negra y politetrafluoroetileno, analizándose un total de 150 muestras distribuidas por tipo de sutura y subdivididas en cinco grupos de diez especímenes según los tiempos de inmersión establecidos (línea basal, 3, 7, 14 y 21 días); la resistencia tensil fue evaluada mediante una máquina universal de ensayos a una velocidad de 25 cm/min hasta la falla del material, registrándose la fuerza máxima en newtons, y el punto de ruptura fue examinado mediante un estereomicroscopio con aumento de 10×. Los resultados evidenciaron que la poliglactina 910 mantuvo su resistencia tensil a lo largo del tiempo, presentando los valores más bajos en la línea basal y los más altos a los 21 días, observándose que la fuerza necesaria para lograr la separación del material no mostró diferencias estadísticamente significativas entre la poliglactina 910 y el politetrafluoroetileno; en contraste, la seda negra presentó diferencias estadísticamente significativas en la fuerza necesaria para alcanzar la ruptura del material. Se concluyó que, al comparar la resistencia tensil in vitro de las suturas de poliglactina 910, seda negra y politetrafluoroetileno en los distintos tiempos de inmersión evaluados, no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en su

desempeño global, lo que indica que todos los materiales analizados presentan una resistencia adecuada que se mantiene con el transcurso del tiempo.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

- Evaluar la resistencia a la tracción de hilos de sutura reabsorbibles y no reabsorbibles expuestos a una bebida carbonatada y saliva artificial, in vitro.

1.3.2. Objetivos específicos

- Determinar la resistencia a la tracción de hilos de sutura no reabsorbibles nylon azul y seda negra expuestos a bebida coca cola y saliva artificial a los 0 y 7 días.
- Determinar la resistencia a la tracción de hilos de sutura reabsorbibles ácido poliglicólico y catgut crómico expuestos a bebida coca cola y saliva artificial a los 0 y 7 días.
- Comparar la resistencia a la tracción de hilos de sutura no reabsorbibles nylon azul y seda negra con los hilos de sutura reabsorbibles ácido poliglicólico y catgut crómico, expuestos a coca cola y saliva artificial a los 0 y 7 días.

1.4. Justificación

1.4.1. Teórica

La resistencia a la tracción es una propiedad fundamental de los hilos de sutura, ya que permite mantener la unión adecuada de los tejidos durante el proceso de cicatrización. En cirugía oral, esta característica adquiere mayor importancia debido a las condiciones particulares de la cavidad bucal, donde factores como la saliva, la movilidad de la lengua y las funciones masticatorias ejercen fuerzas constantes sobre las suturas. Además, se reconoce que la exposición a ciertas sustancias puede comprometer la integridad de estos hilos, disminuyendo su resistencia en un periodo crítico para la cicatrización. A pesar de la relevancia clínica de este tema, existe escasa evidencia sobre el efecto que las bebidas gaseosas, de amplio consumo en la población, y la exposición a la saliva artificial, bajo diferentes niveles de pH,

pueden ejercer sobre las propiedades mecánicas de los materiales de sutura utilizados en odontología. En este contexto, la presente investigación busca contribuir al conocimiento científico al analizar el comportamiento de los hilos de sutura sometidos a condiciones in vitro que simulan el entorno bucal, permitiendo así una mejor comprensión de su desempeño clínico y su durabilidad frente a agentes externos comunes.

1.4.2. Práctica

En la práctica odontológica, la selección adecuada del material de sutura es determinante para asegurar el éxito de procedimientos quirúrgicos como las extracciones, los injertos óseos y la colocación de implantes. Nuestra investigación permitirá a futuro identificar cuál de los hilos de sutura mantendrá mejor su resistencia a la tracción y a la exposición a bebidas gaseosas, permitiendo así a que los cirujanos dentistas, puedan tomar decisiones adecuadas al momento de elegir el tipo de sutura que brinde mayor seguridad en el periodo postoperatorio. Asimismo, los resultados podrán fundamentar recomendaciones prácticas dirigidas a los pacientes sobre los cuidados que deben seguir después de una cirugía, como es la limitación del consumo de bebidas carbonatadas permitiendo así obtener a futuro una mejor cicatrización.

1.4.3. Social

Desde un enfoque social, nuestra investigación busca aportar mayor conocimiento y selección de hilos de sutura en los diferentes tratamientos quirúrgicos, a fin de mejorar la calidad de la atención en los pacientes con tratamientos quirúrgicos en el área de estomatología, especialmente en poblaciones donde el consumo de bebidas carbonatadas es elevado. Las complicaciones en la cicatrización postoperatoria no solo afectan la salud y el bienestar de los pacientes, sino también generan mayores costos y sobrecarga en los servicios de salud debido a tratamientos adicionales y prolongación del tiempo de recuperación. Por tanto, los hallazgos del presente estudio pueden contribuir a reducir las tasas de complicaciones y a promover

mejores prácticas tanto en la elección de hilos como en la educación del paciente, beneficiando de forma directa a la población que accede a servicios de cirugía oral en centros de salud públicos y privados, ya que disminuye el tiempo y el costo de los tratamientos quirúrgicos.

1.5. Hipótesis

Es probable que exista diferencias estadísticas significativas entre la resistencia a la tracción in vitro de hilos de sutura expuestos y no expuestos a bebidas carbonatadas y saliva artificial, in vitro.

II. MARCO TEÓRICO

2.1. Bases teóricas

2.1.1. Resistencia a la tracción

Una de las propiedades características que determina la longevidad del material de sutura en el ambiente oral, es su resistencia a la tracción. El término de resistencia a la tracción se refiere a la capacidad de un material o estructura para resistir cargas que tienden a alargarlo. Esta propiedad en el material de sutura es un factor clave que influirá en la cicatrización general de los tejidos; porque, cuanto más rápido pierda este material de sutura esta propiedad en el entorno oral, más rápidamente perderán los tejidos su adaptabilidad, lo que resultará en una apertura más rápida de los tejidos, ocasionando infecciones secundarias y complicaciones (Newman et al., 2017).

La propiedad de resistencia a la tracción ha sido evaluada en estudios in vitro y modelos animales (Myer et al., 2015).

Kim et al. informaron que las suturas pueden perder su resistencia a la tracción a lo largo del tiempo, porque la mayoría de las suturas pierden aproximadamente el 60% de su fuerza base, ocasionando la ruptura de la sutura (Kim et al., 2007).

Los hilos de sutura desempeñan un papel crucial en el cierre de heridas y en los resultados de cicatrización en la cirugía oral. Las propiedades mecánicas de estos materiales, en particular su resistencia a la tracción, son consideraciones fundamentales para seleccionar la sutura más adecuada para cada procedimiento quirúrgico específico.

En un estudio se investigaron seis hilos de sutura comúnmente utilizados: ácido poliglicólico, ácido poliglicólico recubierto de ácido láctico, ácido poliláctico, polidioxanona, seda y nailon. Los resultados revelaron una variabilidad significativa en las resistencias a la tracción de estos hilos. El ácido poliglicólico recubierto de ácido láctico mostró la mayor resistencia media a la tracción, seguido de cerca por la polidioxanona, mientras que la seda

presentó la resistencia más baja. Estos hallazgos coinciden con investigaciones previas que indican variaciones en las propiedades mecánicas de los distintos hilos de sutura (Alizadeh-Osgouei et al., 2019).

Las diferencias en la resistencia a la tracción observadas entre los hilos de sutura tienen importantes implicancias clínicas. Aquellos con mayor resistencia, como el ácido poliglicólico recubierto de ácido láctico y la polidioxanona, pueden ser preferidos en procedimientos de cirugía oral donde se requiere una mayor aproximación y soporte tisular, como en capas profundas o zonas sometidas a alta tensión (Byrne et al., 2019).

Por otro lado, hilos con menor resistencia, como la seda negra, pueden ser adecuados para cierres superficiales o tejidos delicados, donde una tensión excesiva podría comprometer la viabilidad del tejido (Greenberg et al., 2009).

El ácido poliglicólico, el poliglactín 910, el ácido poliláctico, el polidioxanona, la seda y el nailon se encuentran entre los hilos de sutura comúnmente utilizados en cirugía oral (Kaur et al., 2024). Cada uno de estos hilos posee características mecánicas únicas, como la resistencia a la tracción, la elasticidad y el perfil de degradación, que determinan su idoneidad para aplicaciones clínicas específicas (Polykandriotis et al., 2022).

Por ejemplo, las suturas absorbibles como el ácido poliglicólico y el poliglactín 910 suelen ser preferidas para el cierre de mucosas debido a su biodegradabilidad y menor riesgo de reacciones tisulares (Pillai et al., 2010).

En contraste, las suturas no absorbibles como la seda y el nailon pueden estar indicadas para cierres cutáneos o en zonas que requieren un soporte tisular prolongado (Rose et al., 2024).

Aunque las propiedades mecánicas de los hilos de sutura han sido ampliamente documentadas en la literatura, existe la necesidad de realizar evaluaciones específicas y exhaustivas en el contexto de la cirugía oral. Estudios previos han demostrado variaciones en

la resistencia a la tracción entre los distintos hilos de sutura utilizados en cirugía general (Polykandriotis et al., 2022).

En este sentido, el presente estudio tuvo como objetivo evaluar las propiedades mecánicas, en particular la resistencia a la tracción, de diversos hilos de sutura comúnmente utilizados en cirugía oral, mediante un estudio *in vitro*. Al evaluar sistemáticamente la resistencia a la tracción de diferentes hilos de sutura, se busca proporcionar información valiosa que permita a los clínicos seleccionar el material más adecuado para cada escenario clínico específico. Finalmente es importante, optimizar la selección de suturas, en función de sus propiedades mecánicas para que pueda contribuir a mejorar las técnicas de cierre o cicatrización de heridas y los resultados en los pacientes sometidos a cirugía oral sean óptimos (Kaur et al., 2024).

2.1.2. Hilos de sutura

Los hilos de sutura son biomateriales naturales o sintéticos utilizados para permitir el cierre de tejidos. El objetivo del cierre o cicatrización de heridas, son eliminar los espacios muertos, distribuir uniformemente la tensión a lo largo de las líneas de sutura profunda y mantener la resistencia a la tracción de la herida hasta que el tejido adquiriera suficiente fuerza para un cierre permanente (Khiste et al., 2013).

El uso de hilos de sutura para el cierre de heridas se remonta a la época del antiguo Egipto, como lo demuestran e las inscripciones que datan del año 3500 a.C. (Khiste et al., 2013).

Las heridas quirúrgicas generalmente cicatrizan de dos maneras: por primera o segunda intención. La cicatrización primaria implica la regeneración del mismo tejido mediante cirugía de regeneración, mientras que la cicatrización secundaria se refiere a la reparación donde los tejidos lesionados no se regeneran, sino que son reparados o reemplazados. El factor más importante en la cicatrización primaria es la sutura, porque es esencial que permanezca intacta

hasta el final del proceso de cicatrización, para aproximar de manera permanente los bordes de las heridas. Diversos entornos afectan la resistencia de las suturas; por ejemplo, cuando se coloca en la boca, una parte que resiste las enzimas hidrolíticas y proteolíticas presentes en el tejido, mientras que la otra enfrenta bacterias en la saliva y la flora oral (Polimeni et al., 2006).

La sutura en odontología difiere de la realizada en otras partes del cuerpo humano debido al tipo de tejido implicado, la presencia constante de saliva, el mayor suministro sanguíneo y funciones como hablar, masticar y tragar (Das et al., 2023).

Los hilos de sutura están expuestos de manera regular a fuerzas mecánicas durante la alimentación, el habla y la expresión facial, así como a variaciones en los niveles de pH del ambiente oral y a enzimas proteolíticas producidas por bacterias salivales. La característica más importante de un material de sutura ideal es su capacidad para cerrar heridas con el mínimo estrés o sin tensión, permitiendo una cicatrización óptima (Vasanthan et al., 2009; Parirokh et al., 2004).

En el entorno oral, la temperatura y el pH cambian constantemente debido a factores nutricionales. Tras procedimientos quirúrgicos, el sitio quirúrgico y las suturas son afectados directamente por estas variaciones. Se observó una diferencia estadísticamente significativa en el pH salival medio antes y después del consumo de bebidas como cola, jugos de frutas, café y leche endulzada. En comparación con los alimentos sólidos, las bebidas líquidas parecen tener un tiempo de aclaramiento más corto, pero mantienen un nivel de pH bajo durante un período prolongado (Hans et al., 2016).

Las variables participantes, provocan que el material de sutura pierda su resistencia a la tracción más rápidamente en el ambiente oral, lo que puede conllevar a una menor adaptación tisular y una mayor susceptibilidad a infecciones secundarias (Ojastha et al., 2023).

Los hilos de sutura se pueden dividir en suturas reabsorbibles y no reabsorbibles, según su degradabilidad. La principal ventaja de las suturas reabsorbibles es la ausencia de

incomodidad para el paciente debido a la remoción de la sutura y la eliminación de la necesidad de una visita adicional a la clínica. No retirar la sutura aumenta la comodidad del paciente durante el proceso de cicatrización al eliminar el dolor y la ansiedad asociados con la extracción. Los pacientes pueden centrarse en su recuperación sin la carga adicional de esperar la cita para la remoción de suturas. Estas ventajas son algunas de las razones por las cuales los hilos de sutura absorbibles se prefieren sobre los hilos de sutura no absorbibles. El poliglicolida-co-caprolactona (PGCL), es una sutura monofilamento absorbible. Contiene poliglicolida-co-caprolactona (PGCL), homopolímero de poliglicolida (PGA) y policaprolactona (PCL). Debido a sus propiedades sinérgicas, actúa como una excelente biodisolución y flexibilidad, obtenida a partir de estos ingredientes, se utiliza ampliamente como sutura absorbible en cirugía oral (Low et al., 2023).

El poliglicolida-co-l-lactida (PGLA) es una sutura multifilamento absorbible, comercializada por primera vez en 1974, como un copolímero del ácido glicólico que contiene unidades 90:10 de ácido glicólico y ácido láctico. Las suturas de PGLA requieren preparación de múltiples hilos y tienen características de rápida absorción y protección (Li et al., 2019).

2.1.3. Bebida carbonatada

Las bebidas carbonatadas están compuestas por una mezcla de agua carbonatada, ácido fosfórico, azúcar, cafeína, colorantes y aromatizantes. Su componente principal es el ácido fosfórico, responsable de su carácter altamente ácido, con valores de pH usualmente inferiores a 3, similares a los del ácido acético. A pesar de su acidez, estas bebidas no presentan un sabor marcadamente ácido debido al elevado contenido de azúcar añadido para mejorar su palatabilidad. La fuerte acidez también actúa como agente antimicrobiano, ya que crea un entorno en el que la mayoría de las bacterias no pueden sobrevivir (Fernandes et al., 2018).

En los últimos años, el acceso a las bebidas carbonatadas ha aumentado considerablemente, especialmente en la población infantil y juvenil, lo cual ha generado

preocupación por su impacto en la salud pública. Este incremento en su consumo se relaciona con una mayor ingesta de azúcares simples, lo que contribuye a un aumento en la prevalencia de obesidad y diabetes mellitus tipo 2 en niños y adolescentes (Fernandes et al., 2018).

Más allá del riesgo metabólico, diversos estudios han demostrado que el consumo habitual de bebidas carbonatadas se asocia con efectos negativos en la salud general y en la salud bucodental. Su alta capacidad erosiva puede afectar el esmalte dental, favoreciendo sensibilidad, caries y erosión química. A nivel sistémico, su consumo regular se ha vinculado con un mayor riesgo de diabetes, obesidad, enfermedad cardiovascular, asma y enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), evidenciando que los riesgos relacionados con estas bebidas van más allá del daño dental (Fernandes et al., 2018).

Las bebidas carbonatadas, especialmente las de tipo cola, han sido objeto de debate debido a sus posibles repercusiones sobre la salud. A lo largo del tiempo, se han difundido percepciones diversas que van desde considerarlas beneficiosas para ciertos malestares hasta atribuirles efectos perjudiciales para el organismo. De acuerdo con la Asociación Mexicana de Estudios para la Defensa del Consumidor, el consumo frecuente de refrescos de cola representa una alteración significativa de los hábitos de alimentación saludables (García et al., 2024).

A pesar de ello, la Coca-Cola continúa siendo una de las bebidas más consumidas en el mundo. Su origen se asocia a un producto destinado a aliviar molestias digestivas, y actualmente se posiciona como una de las marcas de mayor valor global, con reconocimiento en el 94 % de la población mundial (García et al., 2024). Su consumo se relaciona con la generación de sensaciones de satisfacción, lo que en ciertos casos puede conducir a patrones de consumo compulsivo, llegando a evidenciarse síntomas de abstinencia cuando se reduce o suspende su ingesta (García et al., 2024).

Aunque existen campañas de salud pública destinadas a disminuir su consumo, las cifras se mantienen elevadas. Se estima que diariamente se consumen alrededor de 1 600

millones de productos Coca-Cola en el mundo (García et al., 2024). La propia empresa ha reconocido los posibles efectos generados por su consumo habitual y ha desarrollado estrategias para reducirlos, evidenciándose en las nuevas versiones del producto con modificaciones en su contenido (García et al., 2024).

Los hilos de sutura tienen una importancia incalculable para tratamientos quirúrgicos en la especialidad periodontal y tratamientos quirúrgicos de implantes dentales ya que tiene valor para la correcta cicatrización de la estructura blanda (Arce et al., 2019)

2.1.4. *Saliva artificial*

La saliva es un fluido acuoso presente en la cavidad oral, secretado por las glándulas salivales, cuya función principal es proteger y mantener la homeostasis del entorno bucal. Se caracteriza por ser una solución hipotónica que recubre permanentemente los tejidos orales (Alhejoury et al., 2021). Este fluido desempeña múltiples funciones esenciales: facilita la masticación y deglución, participa en el inicio de la digestión, mejora la percepción del gusto, hidrata la mucosa oral y actúa como un medio de limpieza mecánica gracias a su capacidad amortiguadora. Asimismo, contribuye significativamente al sistema inmunológico oral, ya que contiene componentes antimicrobianos e inmunológicos capaces de limitar la proliferación bacteriana y favorecer la defensa local. La disminución en la producción salival (hiposalivación) se ha asociado con dificultades para hablar, masticar y tragar, alteraciones del gusto y una mayor incidencia de enfermedades bucales como caries e inflamación gingival, llegando incluso a la pérdida dentaria cuando existe daño severo (Alhejoury et al., 2021).

Ante la reducción del flujo salival, se emplean sustitutos de saliva formulados para imitar sus propiedades lubricantes. La saliva artificial suele contener agentes humectantes, derivados de celulosa y saborizantes, y se presenta en diferentes formas como geles, aerosoles, líquidos, enjuagues, pastas dentales o chicles. Estos sustitutos proporcionan humedad y protección a los tejidos orales, facilitando funciones como la articulación del habla y la

masticación. La saliva natural presenta comportamiento no newtoniano y es pseudoplástica, lo que significa que su viscosidad disminuye cuando aumenta la velocidad del flujo, propiedad esencial para su desempeño fisiológico. Los sustitutos salivales comerciales, en cambio, se elaboran principalmente con soluciones newtonianas como la carboximetilcelulosa o el glicerol, que poseen una consistencia más espesa que la saliva natural. Las formulaciones con mucina o mezclas de goma xantana muestran características físico-químicas más cercanas a la saliva humana, incluyendo su viscoelasticidad, una propiedad que combina comportamiento de fluido y sólido elástico y que puede evaluarse mediante pruebas reológicas (Alhejoury et al., 2021).

III. MÉTODO

3.1. Tipo de investigación

- Experimental, los diseños experimentales se utilizan cuando el investigador pretende establecer el posible efecto de una causa que se manipula (Hernández et al., 2014).
- Longitudinal porque se realizó el seguimiento y medición de las variables en más de un momento a lo largo del tiempo (Hernández et al., 2014).
- Prospectivo porque los datos se recopilaban a partir del momento en que se inició el estudio, observando los eventos conforme vayan ocurriendo (Hernández et al., 2014).

3.2. Ámbito temporal y espacial

El estudio se llevó a cabo en la facultad de Ingeniería Textil del instituto SENATI.

3.3 Variables

3.3.1. *Variable dependiente*

- Resistencia a la tracción de los hilos de sutura

3.3.2. *Variable independiente*

- Exposición a una bebida carbonatada
- Exposición a saliva artificial

3.3.3. Operacionalización de las variables

Variables	Definición	Dimensiones	Indicadores	Escala	Valor
Resistencia a la tracción	Fuerza máxima que soporta el hilo de sutura antes de romperse, medida en prueba in vitro.	Coca cola Saliva Artificial	Fuerza de ruptura (medida en Newtons - N)	Cuantitativa continua	Newtons
Tipo de material de sutura	Clasificación del hilo utilizado según su composición.	Sutura reabsorbible y no reabsorbible	Tipo de sutura Reabsorbible No reabsorbible	Cualitativa nominal	1 = Seda negra™ 2 = nylon azul™ 3 = ácido poliglicólico™ 4 = catgut crómico™
Exposición a bebida carbonatada	Contacto de los hilos de sutura con una bebida carbonatada (durante un tiempo determinado.		Inmersión en bebida gaseosa	Cualitativa nominal	1 = Expuesto 2 = Expuesto a saliva artificial (control)

Tiempo	Cantidad de días durante los cuales las muestras experimentales permanecen expuestas.		Número de días de exposición de las muestras	Cualitativa nominal	1 = 0 días 2= 7 días
--------	--	--	---	------------------------	-------------------------

3.4. Población y muestra

Todos los hilos de sutura fueron sometidos a pruebas de resistencia a la tracción tras la exposición en una bebida carbonatada (gaseosa) y saliva artificial en estudios experimentales in vitro.

El tamaño de la muestra fue constituido por 4 hilos de sutura para cada grupo experimental, obteniendo un total de 32 muestras. Según la siguiente distribución de grupos:

- Grupo A: Sutura de seda negra™ (Cirugía peruana, Perú) expuesta a bebida gaseosa
- Grupo B: Sutura de seda negra™ (Cirugía peruana, Perú) expuesto a saliva artificial (control)
- Grupo C: Sutura de nylon azul™ (Cirugía peruana, Perú) expuesta a bebida gaseosa
- Grupo D: Sutura de nylon azul™ (Cirugía peruana, Perú) expuesto a saliva artificial (control)
- Grupo E: Sutura de ácido poliglicólico™ (Cirugía peruana, Perú) expuesta a bebida gaseosa
- Grupo F: Sutura de ácido poliglicólico™ (Cirugía peruana, Perú) expuesto a saliva artificial (control)

- Grupo G: Sutura de catgut crómico™ (Cirugía peruana, Perú) expuesta a bebida gaseosa
- Grupo H: Sutura de catgut crómico™ (Cirugía peruana, Perú) expuesto a saliva artificial (control)

3.4.1. Criterios de selección

3.4.1.1. Criterios de inclusión. Serán

- Hilos de sutura de seda negra™, ácido poliglicólico™, nylon azul™, catgut crómico™.
- Hilos de sutura sin defectos visibles.
- Hilos de sutura completamente selladas.

3.4.1.2. Criterios de exclusión. Serán

- Hilos de sutura rotos.
- Hilos de sutura rasgados.
- Hilos de sutura en empaques abiertos.

3.5. Instrumento

- Ficha de recolección de datos (Anexo B)
- Equipo de ensayo universal Maquina de prueba de resistencia de desgarro (CMT-5L) ® (Liangong, China)

3.6. Procedimiento

3.6.1. *Gestión para el acceso a laboratorios*

Se realizó inicialmente la búsqueda de instituciones que contaran con el equipamiento necesario para la ejecución de las pruebas de laboratorio. En primera instancia, se enviaron solicitudes formales a los laboratorios de la Universidad Nacional de Ingeniería (UNI) y de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos (UNMSM). Sin embargo, en el caso de la UNI, se informó que no disponían del equipo requerido para el procesamiento de las muestras, mientras que en la UNMSM no se obtuvo autorización de acceso a sus instalaciones.

Posteriormente, se continuó con la búsqueda de alternativas, identificándose finalmente el laboratorio especializado del SENATI, el cual sí contaba con el equipamiento adecuado para el desarrollo del estudio.

3.6.2. *Preinmersión*

En esta etapa inicial del procedimiento, se seleccionaron cuatro tipos de sutura: seda negra, ácido poliglicólico (PGA), nylon azul y catgut crómico. Antes de sumergir las muestras en cualquier medio de prueba, se midió la resistencia a la tracción de cada muestra en su estado seco, es decir, antes de ser sumergidas en las soluciones. Para ello, cada muestra de sutura fue atada con un nudo de cirujano alrededor de dos ganchos metálicos conectados a los brazos de una máquina de prueba universal, que estará configurada para medir la fuerza máxima en Newtons (N) antes de la ruptura de la sutura. La distancia entre los ganchos fue de 18 cm. Esta medición sirvió como la referencia inicial de resistencia a la tracción de las suturas en su estado seco.

3.6.3. *Exposición al medio de prueba*

En esta fase, las muestras de sutura fueron expuestas a los medios de prueba. Se utilizó Coca-Cola como bebida gaseosa (grupo de prueba 1) y saliva artificial como el control (grupo de control). Las suturas fueron sumergidas en el medio de prueba correspondiente (Coca-Cola

o saliva artificial) cinco veces al día, con cada exposición teniendo una duración de 5 minutos. Entre cada exposición, las suturas fueron cuidadosamente lavadas con solución salina normal para eliminar cualquier residuo de bebida o saliva, y luego fueron retornadas al medio de prueba. Este proceso se repitió durante todo el período de inmersión, asegurando una exposición continua a los medios de prueba. Este ciclo simula la exposición frecuente que las suturas podrían tener en la cavidad bucal durante un periodo de tiempo determinado.

3.6.4. *Medición de la resistencia a la tracción a los 7 días*

A los 7 días de exposición a los medios de prueba, las muestras de sutura fueron sometidas nuevamente a la prueba de resistencia a la tracción. Este procedimiento fue similar al realizado en la fase de preinmersión. Cada muestra de sutura fue atada nuevamente con un nudo de cirujano alrededor de los ganchos metálicos de la máquina de prueba. Se procedió a medir la máxima fuerza en Newtons (N) antes de la ruptura de cada sutura. Esta medición se utilizó para evaluar la resistencia a la tracción de las suturas después de haber estado sumergidas durante una semana en Coca-Cola o saliva artificial, lo que permitió comparar las diferencias en la resistencia a la tracción antes y después de la exposición a estos medios de prueba.

3.7. *Análisis de datos*

Los datos se exportaron a una hoja de cálculo de Microsoft Excel para el análisis estadístico se utilizará un software estadístico SPSS v26.0.

En la presente investigación se realizó un análisis descriptivo y se obtuvo promedios, desviación estándar, valores máximos y mínimos. Asimismo, se realizó un análisis inferencial bivariado para el cruce de variables cuantitativas según la normalidad, para utilizar pruebas paramétricas como T de Student o pruebas no paramétricas como U de Mann Whitney. Se consideró un nivel de significancia $p < 0,05$.

Los resultados fueron presentados en tablas y figuras.

3.8. Consideraciones éticas

Esta investigación no presenta alguna implicancia ética ya que se comparó la resistencia a la tracción de diferentes hilos de sutura, en la cual no hubo contacto directo con alguna persona ya que es experimental in vitro. Siendo autofinanciada por el investigador. Los equipos fueron manejados por el investigador bajos las medidas actuales de bioseguridad y cuyo profesional no tiene ningún tipo de relación con las empresas de las marcas de los hilos de sutura que se utilizaron en esta investigación, por lo que no hay ningún tipo de conflictos de interés en esta investigación.

IV. RESULTADOS

Con relación a esta investigación obtuvimos una comparación y diferencias significativas respecto a la resistencia a la tracción de hilos de sutura y la influencia de estas sometidas a diferentes agentes

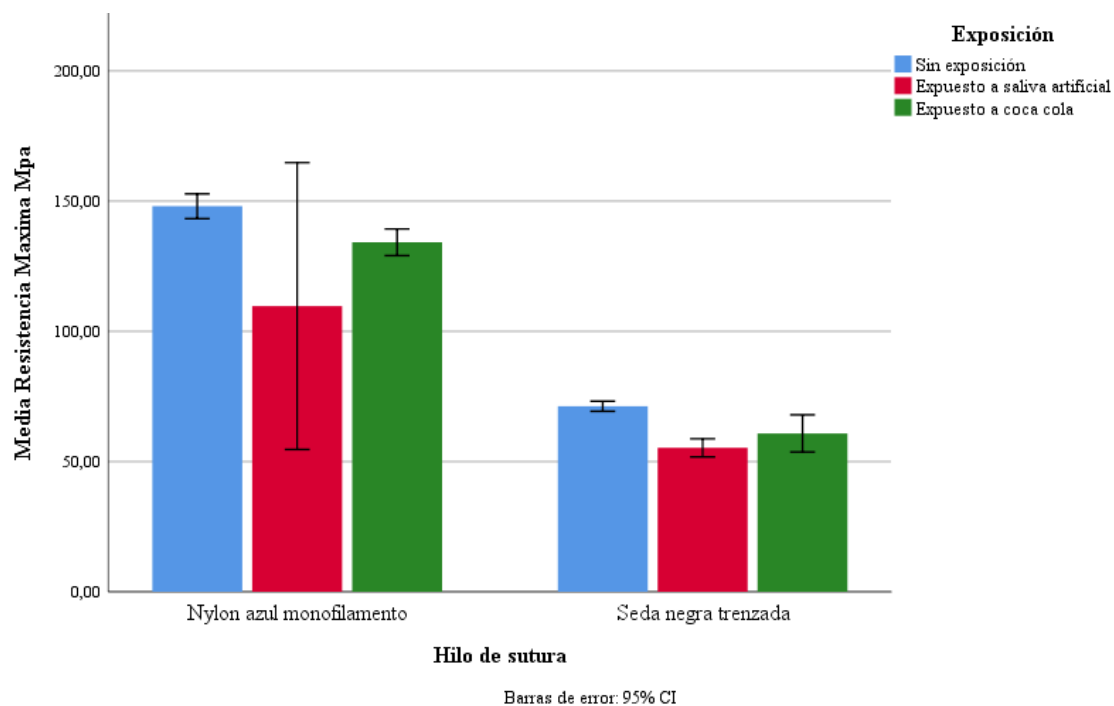
Tabla 1

Resistencia a la tracción de hilos de sutura no reabsorbibles nylon azul y seda negra expuestos a bebida coca cola y saliva artificial a los 0 y 7 días.

		Sin exposición		Expuesto a saliva artificial		Expuesto a coca cola	
		Resistencia Máxima Mpa		Resistencia Máxima Mpa		Resistencia Máxima Mpa	
		X	D.E.	X	D.E.	X	D.E.
Hilo de sutura	Nylon azul monofilamento	148,03	1,91	109,70	34,61	134,18	3,22
	Seda negra trenzada	71,24	,78	55,26	2,19	60,81	4,48

Figura 1

Resistencia a la tracción de hilos de sutura no reabsorbibles nylon azul y seda negra expuestos a bebida coca cola y saliva artificial a los 0 y 7 días.



Nota. La tabla 1 y figura 1 presentan los valores de resistencia máxima a la tracción de hilos de sutura no reabsorbibles bajo tres condiciones de exposición. El hilo de nylon azul monofilamento sin exposición mostró una resistencia promedio de 148,03 N (D.E. = 1,91 N), que se redujo a 109,70 N (D.E. = 34,61 N) tras exposición a saliva artificial y a 134,18 N (D.E. = 3,22 N) tras exposición a bebida coca cola. El hilo de seda negra trenzada sin exposición presentó una resistencia promedio de 71,24 N (D.E. = 0,78 N), disminuyendo a 55,26 N (D.E. = 2,19 N) con saliva artificial y a 60,81 N (D.E. = 4,48 N) con bebida coca cola.

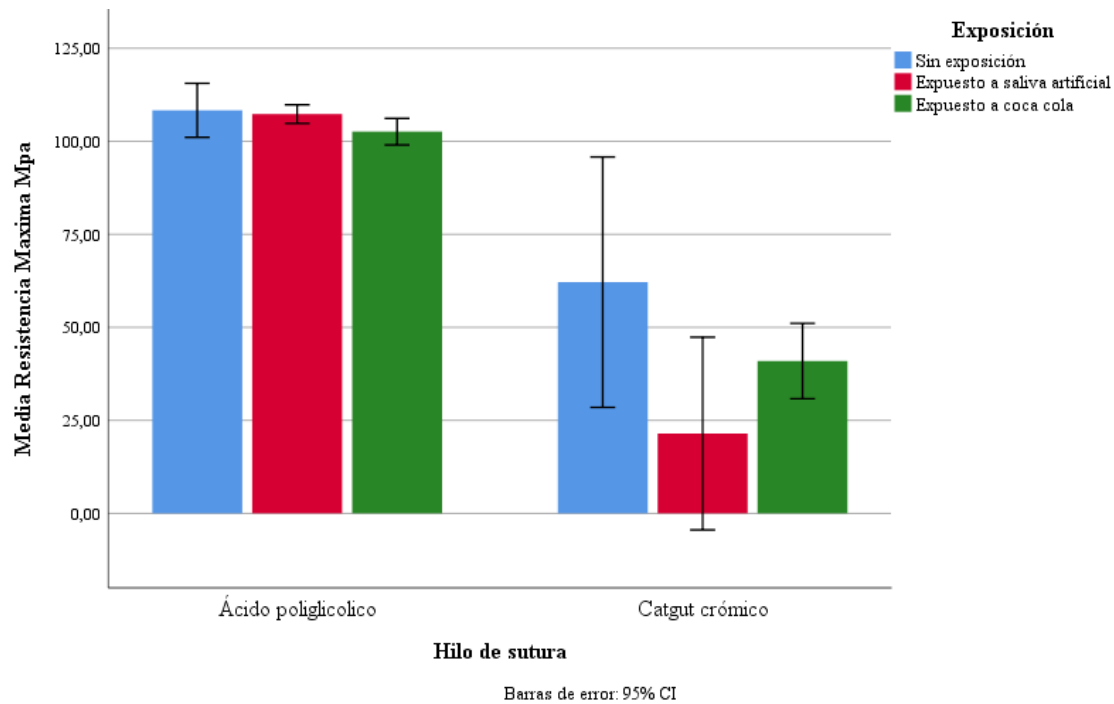
Tabla 2

Resistencia a la tracción de hilos de sutura reabsorbibles ácido poliglicólico y catgut crómico expuestos a bebida coca cola y saliva artificial a los 0 y 7 días.

		Sin exposición		Expuesto a saliva artificial		Expuesto a coca cola	
		Resistencia Máxima Mpa		Resistencia Máxima Mpa		Resistencia Máxima Mpa	
		X	D.E.	X	D.E.	X	D.E.
Hilo de sutura	Ácido poliglicólico	108,33	2,92	107,30	1,57	102,59	2,23
	Catgut crómico	62,14	13,54	21,47	16,27	40,95	6,37

Figura 2

Resistencia a la tracción de hilos de sutura reabsorbibles ácido poliglicólico y catgut crómico expuestos a bebida coca cola y saliva artificial a los 0 y 7 días.



Nota. La tabla 2 y figura 2 presentan los valores de resistencia máxima a la tracción de hilos de sutura reabsorbibles bajo tres condiciones de exposición. El hilo de ácido poliglicólico sin exposición mostró una resistencia promedio de 108,33 N (D.E. = 2,92 N), que se redujo levemente a 107,30 N (D.E. = 1,57 N) tras exposición a saliva artificial y a 102,59 N (D.E. = 2,23 N) tras exposición a bebida coca cola. El hilo de catgut crómico sin exposición presentó una resistencia promedio de 62,14 N (D.E. = 13,54 N), disminuyendo drásticamente a 21,47 N (D.E. = 16,27 N) con saliva artificial y a 40,95 N (D.E. = 6,37 N) con bebida coca cola. Los resultados evidencian que el ácido poliglicólico presenta mayor estabilidad dimensional con reducciones mínimas de resistencia (1% en saliva y 5% en coca cola), mientras que el catgut crómico experimenta degradación significativa con reducciones de aproximadamente 65% en saliva artificial y 34% en bebida coca cola, mostrando además alta variabilidad en sus valores de desviación estándar, particularmente en las condiciones de exposición.

Tabla 3

Resistencia a la tracción de hilos de sutura no reabsorbibles nylon azul y seda negra con los hilos de sutura reabsorbibles ácido poliglicólico y catgut crómico, expuestos a coca cola y saliva artificial.

Grupo de hilo de sutura	Comparación	Diferencia de medias (I-J)	Sig.
Ácido poliglicólico	Sin exposición vs Expuesto a saliva artificial	1,03333	0,819
	Sin exposición vs expuesto a coca cola	5,74583*	0,023
	Expuesto a saliva artificial vs expuesto a coca cola	4,71250*	0,041
Catgut crómico	Sin exposición vs expuesto a saliva artificial	40,67250*	0,007
	Sin exposición vs expuesto a coca cola	21,19000	0,133
	Expuesto a salival artificial vs expuesto a coca cola	-19,48250	0,136
Nylon azul	Sin exposición vs expuesto a saliva artificial	38,33583	0,105
	Sin exposición vs expuesto a coca cola	13,85333	0,684
	Expuesto a saliva artificial vs expuesto a coca cola	-24,48250	0,291
Seda negra	Sin exposición vs expuesto a saliva artificial	15,98250*	0,000
	Sin exposición vs expuesto a coca cola	10,43250*	0,005
	Expuesto a salivar artificial vs expuesto a coca cola	-5,550000	0,079

Nota. La Tabla 3 se presenta las diferencias de medias de resistencia a la tracción entre grupos de hilos de sutura bajo diferentes condiciones de exposición, con su respectivo nivel de significancia estadística. Para el ácido poliglicólico, la comparación sin exposición versus expuesto a saliva artificial mostró una diferencia de medias de 1,03 N ($p = 0,819$), sin exposición versus expuesto a coca cola mostró 5,75 N ($p = 0,023$), y expuesto a saliva artificial versus expuesto a coca cola presentó 4,71 N ($p = 0,041$), evidenciando diferencias estadísticamente significativas en las dos últimas comparaciones. El catgut crómico mostró

diferencias de 40,67 N ($p = 0,007$) entre sin exposición y saliva artificial, 21,19 N ($p = 0,133$) entre sin exposición y coca cola, y -19,48 N ($p = 0,136$) entre saliva artificial y coca cola, con significancia estadística solo en la primera comparación. El nylon azul presentó diferencias de 38,34 N ($p = 0,105$) entre sin exposición y saliva artificial, 13,85 N ($p = 0,684$) entre sin exposición y coca cola, y -24,48 N ($p = 0,291$) entre saliva y coca cola, sin alcanzar significancia estadística en ninguna comparación. La seda negra mostró diferencias de 15,98 N ($p = 0,000$) entre sin exposición y saliva artificial, 10,43 N ($p = 0,005$) entre sin exposición y coca cola, y -5,55 N ($p = 0,079$) entre saliva y coca cola, siendo las dos primeras comparaciones estadísticamente significativas.

V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Los resultados del presente estudio evidencian que la resistencia máxima a la tracción de los hilos de sutura se ve influenciada tanto por el tipo de material como por el medio de exposición, confirmando que las condiciones simuladas del ambiente oral pueden modificar de manera significativa el comportamiento mecánico de estos biomateriales. En términos generales, los hilos no reabsorbibles mostraron mayor resistencia inicial que los reabsorbibles; sin embargo, algunos de ellos evidenciaron reducciones relevantes tras la exposición a saliva artificial y bebida carbonatada, lo que coincide con lo descrito en estudios previos *in vitro*.

En relación con los hilos no reabsorbibles, el nylon azul monofilamento presentó los valores más altos de resistencia a la tracción en todas las condiciones evaluadas, mostrando solo una reducción moderada tras la exposición a saliva artificial y una disminución mínima tras la exposición a bebida cola, sin alcanzar diferencias estadísticamente significativas. Este comportamiento concuerda con lo reportado por Ching et al. (2024) y Gonzales et al. (2017), quienes describen que las suturas monofilamento sintéticas conservan mejor su estabilidad mecánica frente a la humedad y agentes químicos, debido a su menor absorción de líquidos y menor susceptibilidad a la degradación superficial. En contraste, la seda negra trenzada mostró una disminución significativa de la resistencia tras la exposición tanto a saliva artificial como a bebida carbonatada, hallazgo consistente con lo reportado por Abullais et al. (2020), Kaur et al. (2024) y Arce et al. (2019), quienes coinciden en que la estructura multifilamento de la seda favorece la absorción de fluidos, acelerando su deterioro mecánico.

Respecto a los hilos reabsorbibles, el ácido poliglicólico evidenció una notable estabilidad mecánica, con reducciones mínimas de resistencia tras la exposición a ambos medios, alcanzando significancia estadística solo en las comparaciones que involucraron la bebida carbonatada. Estos resultados se alinean parcialmente con los hallazgos de Taysi et al. (2021) y Manfredini et al. (2022), quienes describen que los polímeros sintéticos absorbibles

presentan una degradación progresiva dependiente del tiempo, pero mantienen una resistencia adecuada en los primeros días de exposición, lo que resulta clínicamente favorable durante la fase inicial de cicatrización. En contraste, el catgut crómico mostró una marcada disminución de la resistencia a la tracción, especialmente tras la exposición a saliva artificial, con una reducción aproximada del 65% y una elevada variabilidad en sus valores, lo que refleja un comportamiento mecánico inestable. Este hallazgo coincide con lo reportado por Abullais et al. (2020) y Aktı et al. (2024), quienes señalan que el catgut, al ser un material de origen natural, es altamente susceptible a la hidrólisis y a las enzimas presentes en el medio oral, lo que acelera su degradación.

El análisis comparativo de las diferencias de medias confirmó que los cambios más relevantes y estadísticamente significativos se presentaron en la seda negra y el catgut crómico, materiales que mostraron una mayor sensibilidad a los medios de exposición evaluados. Estos resultados refuerzan lo descrito por Ala qeely et al. (2024), Ojastha et al., (2023), quienes destacan que el contacto con soluciones químicas, bebidas o enjuagues puede comprometer la resistencia de ciertos materiales de sutura, influyendo potencialmente en la estabilidad del cierre quirúrgico. Por el contrario, la ausencia de diferencias significativas en el nylon azul respalda su uso cuando se anticipa exposición a agentes del medio oral potencialmente degradantes.

Desde una perspectiva clínica, los hallazgos del presente estudio sugieren que la selección del material de sutura debe considerar no solo su resistencia inicial, sino también su comportamiento frente a bebidas carbonatadas y saliva, especialmente durante el periodo postoperatorio inmediato. La alta estabilidad del nylon azul y del ácido poliglicólico los posiciona como alternativas mecánicamente confiables, mientras que la seda negra y el catgut crómico podrían presentar un mayor riesgo de pérdida temprana de resistencia, particularmente en pacientes con hábitos dietéticos que incluyen bebidas ácidas.

El presente estudio se desarrolló bajo un diseño experimental *in vitro*, lo cual implica que las condiciones evaluadas no reproducen completamente la complejidad del entorno oral *in vivo*, ya que la exposición de los hilos de sutura se restringió a saliva artificial y una bebida carbonatada, sin incorporar factores como el microbiota oral, la actividad enzimática, las fuerzas masticatorias ni las variaciones dinámicas de pH y temperatura propias de la cavidad bucal. Sin embargo, el periodo de evaluación de siete días no representa una limitación metodológica, dado que coincide con el tiempo clínico habitual de permanencia de las suturas en procedimientos odontológicos, permitiendo una valoración pertinente y realista del comportamiento mecánico de los materiales durante la fase crítica de cicatrización. Estas condiciones controladas posibilitan una comparación objetiva entre los distintos tipos de sutura y constituyen una base válida para estudios posteriores que incorporen modelos experimentales más complejos.

Finalmente, estos resultados aportan evidencia adicional a la literatura existente al comparar de manera directa hilos reabsorbibles y no reabsorbibles bajo condiciones controladas de exposición a saliva artificial y bebida carbonatada, contribuyendo a una mejor comprensión del desempeño mecánico de los materiales de sutura utilizados en cirugía oral y reforzando la importancia de individualizar su elección para optimizar los resultados clínicos.

VI. CONCLUSIONES

6.1. Los hilos de sutura no reabsorbibles evaluados mostraron una disminución de la resistencia máxima a la tracción tras la exposición a saliva artificial y bebida gaseosa, siendo esta reducción más marcada en la seda negra trenzada en comparación con el nylon azul monofilamento, lo que evidencia una mayor susceptibilidad del material trenzado frente a agentes del medio oral.

6.2. Entre los hilos de sutura reabsorbibles, el ácido poliglicólico mantuvo una resistencia a la tracción relativamente estable frente a las condiciones de exposición evaluadas, mientras que el catgut crómico presentó una disminución considerable de su resistencia, especialmente tras la exposición a saliva artificial, acompañada de una alta variabilidad en sus valores, lo que demuestra una menor estabilidad mecánica frente a agentes externos.

6.3. El análisis comparativo de las diferencias de medias evidenció que la exposición a saliva artificial y bebida gaseosa genera cambios estadísticamente significativos en la resistencia a la tracción de determinados hilos de sutura, particularmente en la seda negra y el catgut crómico, mientras que el nylon azul no mostró diferencias significativas, confirmando que el efecto de los agentes de exposición depende del tipo de material de sutura.

VII. RECOMENDACIONES

7.1. Se recomienda considerar el tipo de sutura según el entorno oral al que estará expuesta, ya que los agentes externos influyen de manera diferente según el material.

7.2. Para futuras investigaciones, se sugiere ampliar el tiempo de exposición a los agentes evaluados para analizar su efecto progresivo sobre la resistencia de los hilos.

7.3. Se sugiere incluir otros agentes comunes del medio oral, como enjuagues bucales o bebidas ácidas, para ampliar la evidencia experimental.

7.4. Se recomienda realizar estudios complementarios que evalúen otras propiedades mecánicas de los hilos de sutura, como elasticidad y resistencia al nudo.

VIII. REFERENCIAS

- Abullais, S. S., Alqahtani, N. A., Alkhulban, R. M., Alamer, S. H., Khan, A. A., & Pimple, S. (2020). In-vitro evaluation of commonly used beverages on tensile strength of different suture materials used in dental surgeries. *Medicine*, 99(48), e19831. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000019831>
- Akti, A., & Kaya, D. I. (2024). Evaluation of Tensile Strength of Surgically Absorbable Suture Materials Used in Oral Surgery after Immersion in Different Beverages: An In Vitro Study. *Materials* (Basel, Switzerland), 17(14), 3586. <https://doi.org/10.3390/ma17143586>
- Alaqueely, R., Bukhamseen, R., Alshehri, R., Alsayed, H., Matinlinna, J., & Alhotan, A. (2024). Immediate effect of different herbal solutions on tensile strength of suture materials in oral cavity. *Heliyon*, 10(15), e35241. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e35241>
- Alhejoury, H. A., Mogharbel, L. F., Al-Qadhi, M. A., Shamlan, S. S., Alturki, A. F., Babatin, W. M., Mohammed Alaishan, R. A., & Pullishery, F. (2021). *Artificial saliva for therapeutic management of xerostomia: A narrative review. Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 13(Suppl 2), S903–S907. https://doi.org/10.4103/jpbs.jpbs_236_21
- Alizadeh-Osgouei, M., Li, Y., & Wen, C. (2019). A comprehensive review of biodegradable synthetic polymer-ceramic composites and their manufacture for biomedical applications. *Bioactive Materials*, 4, 22-36. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2018.11.003>
- Alsarhan, M., Alnofaie, H., Ateeq, R., & Almahdy, A. (2018). The Effect of Chlorhexidine and Listerine® Mouthwashes on the Tensile Strength of Selected Absorbable Sutures: An In Vitro Study. *BioMed research international*, 2018, 8531706. <https://doi.org/10.1155/2018/8531706>

- Arce, J., Palacios, A., Alvítez-Temoche, D., Mendoza-Azpur, G., Romero-Tapia, P., & Mayta-Tovalino, F. (2019). Tensile Strength of Novel Nonabsorbable PTFE (Teflon®) versus Other Suture Materials: An In Vitro Study. *International journal of dentistry*, 2019, 7419708. <https://doi.org/10.1155/2019/7419708>
- Banche, G., Roana, J., Mandras, N., Amasio, M., Gallesio, C., Allizond, V., Angeretti, A., Tullio, V., & Cuffini, A. M. (2007). Microbial adherence on various intraoral suture materials in patients undergoing dental surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 65(8), 1503–1507. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2006.10.066>
- Brandt, M. T., & Jenkins, W. S. (2012). Suturing principles for the dentoalveolar surgeon. *Dental clinics of North America*, 56(1), 281–xi. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.08.004>
- Briddell, J. W., Riexinger, L. E., Graham, J., & Ebenstein, D. M. (2018). Comparison of Artificial Saliva vs Saline Solution on Rate of Suture Degradation in Oropharyngeal Surgery. *JAMA otolaryngology-- head & neck surgery*, 144(9), 824–830. <https://doi.org/10.1001/jamaoto.2018.1441>
- Byrne, M., & Aly, A. (2019). The surgical suture. *Aesthetic Surgery Journal*, 39(Suppl_1), S67-S72. <https://doi.org/10.1093/asj/sjz036>
- Chhabra, S., Chhabra, N., Kaur, A., & Gupta, N. (2017). Wound Healing Concepts in Clinical Practice of OMFS. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 16(4), 403–423. <https://doi.org/10.1007/s12663-016-0880-z>
- Ching, E. E. B., Chaityasamut, T., & Vorakulpipat, C. (2024). In Vitro Study of Tensile Strength Comparison of Selected Nonabsorbable and Absorbable Suture Materials after Immersion in 0.12% Chlorhexidine Gluconate. *Journal of International Society of*

Preventive & Community Dentistry, 14(3), 201–210.

https://doi.org/10.4103/jispcd.jispcd_162_23

Das, A., Lahiri, B., Singh, P. K., Kumari, D., Mishra, D., & Bhushan, P. (2023). Assessment of the impact of commonly used beverages on durability of suture materials: An in vitro study. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 15(Suppl 1), S447–S450.

https://doi.org/10.4103/jpbs.jpbs_575_22

Fernandes, P. J. (2018). Carbonated drinks and its effect on health. *RGUHS Journal of Nursing Sciences*, 8(1), 63–65.

García, Y., Torriente, J. M., Oliveros, R., García, L., & Peña, O. (2024). Daños a la salud por consumo adictivo de Coca Cola [Health damages due to Coca-Cola addictive consumption]. *Revista Salud y Sociedad*, 18(2), 55–63.

González-Barnadas, A., Camps-Font, O., Espanya-Grifoll, D., España-Tost, A., Figueiredo, R., & Valmaseda-Castellón, E. (2017). In Vitro Tensile Strength Study on Suturing Technique and Material. *The Journal of oral implantology*, 43(3), 169–174.

<https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-16-00164>

Greenberg, J. A., & Clark, R. M. (2009). Advances in suture material for obstetric and gynecologic surgery. *Reviews in Obstetrics & Gynecology*, 2(3), 146-158.

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19826572/>

Hans, R., Thomas, S., Garla, B., Dagli, R. J., & Hans, M. K. (2016). Effect of various sugary beverages on salivary pH, flow rate, and oral clearance rate amongst adults. *Scientifica*, 2016, 5027283.

<https://doi.org/10.1155/2016/5027283>

Hernández, R., Fernandez, C. y Baptista P. (2014). *Metodología de la investigación* McGrawHill.

Kaur, R., Dubey, T., Pansuriya, I., Mishra, T., Tanwar, M., Kumar, A., & Singh, R. (2024). Assessment of the Mechanical Properties of Different Suture Materials for Oral

- Surgery: An In Vitro Tensile Strength Study. *Cureus*, 16(8), e65952. <https://doi.org/10.7759/cureus.65952>
- 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), 130–135. <https://doi.org/10.5051/jpis.2013.43.3.130>
- Kim, J. C., Lee, Y. K., Lim, B. S., Rhee, S. H., & Yang, H. C. (2007). Comparison of tensile and knot security properties of surgical sutures. *Journal of materials science. Materials in medicine*, 18(12), 2363–2369. <https://doi.org/10.1007/s10856-007-3114-6>
- Li, H., Cheng, F., Chávez-Madero, C., Choi, J., Wei, X., Yi, X., Zheng, T., & He, J. (2019). Manufacturing and physical characterization of absorbable oxidized regenerated cellulose braided surgical sutures. *International Journal of Biological Macromolecules*, 134, 56–62. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2019.05.030>
- Low, Y. J., Kittur, M. I., Andriyana, A., Ang, B. C., & Zainal Abidin, N. I. (2023). A novel approach to evaluate the mechanical responses of elastin-like bioresorbable poly(glycolide-co-caprolactone) (PGCL) suture. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 140, 105723. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.105723>
- Manfredini, M., Ferrario, S., Beretta, P., Farronato, D., & Poli, P. P. (2022). Evaluation of Breaking Force of Different Suture Materials Used in Dentistry: An In Vitro Mechanical Comparison. *Materials (Basel, Switzerland)*, 15(3), 1082. <https://doi.org/10.3390/ma15031082>
- Minozzi, F., Bollero, P., Unfer, V., Dolci, A., & Galli, M. (2009). The sutures in dentistry. *European review for medical and pharmacological sciences*, 13(3), 217–226.
- Myer, C. M. IV, Johnson, C. M., Postma, G. N., & Weinberger, P. M. (2015). Comparison of tensile strength of fibrin glue and suture in microflap closure. *Laryngoscope*, 125(1), 167–170. <https://doi.org/10.1002/lary.24941>

- Newman, J. M., George, J., Shepherd, J. T., Klika, A. K., Higuera, C. A., Krebs, V. E., et al. (2017). Effects of topical antiseptic solutions used during total knee arthroplasty on suture tensile strength. *Surgical Technology International*, 30, 399–404.
- Ojastha, B. L., & Jeevitha, M. (2023). An evaluation of the tensile strength of polyglactin sutures after immersion in different herbal mouthwashes: An in vitro study. *Cureus*, 15(1), e43407. <https://doi.org/10.7759/cureus.43407>
- Parirokh, M., Asgary, S., Eghbal, M. J., Stowe, S., & Kakoei, S. (2004). A scanning electron microscope study of plaque accumulation on silk and PVDF suture materials in oral mucosa. *International Endodontic Journal*, 37(12), 776–781. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2004.00873.x>
- Pillai, C. K., & Sharma, C. P. (2010). Review paper: Absorbable polymeric surgical sutures: Chemistry, production, properties, biodegradability, and performance. *Journal of Biomaterials Applications*, 25(4), 291–366. <https://doi.org/10.1177/0885328210384890>
- Pippi, R. (2017). Post-Surgical Clinical Monitoring of Soft Tissue Wound Healing in Periodontal and Implant Surgery. *International journal of medical sciences*, 14(8), 721–728. <https://doi.org/10.7150/ijms.19727>
- Polimeni, G., Xiropaidis, A. V., & Wikesjö, U. M. E. (2006). Biology and principles of periodontal wound healing/regeneration. *Periodontology 2000*, 41(1), 30–47. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.2006.00157.x>
- Polykandriotis, E., Daenicke, J., Bolat, A., Grüner, J., Schubert, D. W., & Horch, R. E. (2022). Individualized wound closure—Mechanical properties of suture materials. *Journal of Personalized Medicine*, 12(7), 1041. <https://doi.org/10.3390/jpm12071041>
- Rose, J., & Tuma, F. (2024). Sutures and needles. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559303/>

- Shah, R., Domah, F., Shah, N., & Domah, J. (2020). Surgical wound healing in the oral cavity: A review. *Dental Update*, 47(2), 135–143.
- Taysi, A. E., Ercal, P., & Sismanoglu, S. (2021). Comparison between tensile characteristics of various suture materials with two suture techniques: an in vitro study. *Clinical oral investigations*, 25(11), 6393–6401. <https://doi.org/10.1007/s00784-021-03943-3>
- Toma, A. I., Fuller, J. M., Willett, N. J., & Goudy, S. L. (2021). Oral wound healing models and emerging regenerative therapies. *Translational research : the journal of laboratory and clinical medicine*, 236, 17–34. <https://doi.org/10.1016/j.trsl.2021.06.003>
- 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>

IX. ANEXOS

9.1. Anexo A:

9.1.1. Matriz de Consistencia

Problema	Objetivos	Variables	Metodología
¿Cuál será la resistencia a la tracción in vitro de hilos de sutura expuestos a una bebida gaseosa?	Objetivo general Evaluar la resistencia a la tracción in vitro de hilos de sutura expuestos a una bebida gaseosa. Objetivos específicos Medir la resistencia a la tracción in vitro de hilos de sutura no reabsorbibles expuestos a una bebida gaseosa. Medir la resistencia a la tracción in vitro de hilos de sutura no reabsorbibles sin exposición a una bebida gaseosa. Medir la resistencia a la tracción in vitro de hilos de sutura reabsorbibles expuestos a una bebida gaseosa. Medir la resistencia a la tracción in vitro de hilos de sutura reabsorbibles sin exposición a una bebida gaseosa. Comparar la resistencia a la tracción de hilos de sutura no reabsorbibles expuestos y no expuestos a una bebida carbonatada. Comparar la resistencia a la tracción de hilos de sutura reabsorbibles expuestos y no expuestos a una bebida carbonatada.	Variable dependiente - Resistencia a la tracción Variable independiente - Tipo de sutura Covariables - Exposición a bebida gaseosa	Tipo de investigación Experimental Comparativo Prospectivo Transversal Población y muestra Todos los hilos de sutura (seda negra™, ácido poliglicólico™ y nylon azul™) que serán sometidos a pruebas de resistencia a la tracción tras la exposición a una bebida gaseosa en estudios experimentales in vitro. El tamaño de la muestra constará de 5 hilos para cada grupo experimental, obteniendo un total de 30 muestras.

9.2. Anexo B

9.2.1. Ficha de recolección de datos

FICHA DE RECOLECCIÓN

N.º De Especímenes	Sutura no reabsorbible seda negra™	
	Grupo A: Sutura de seda negra™ expuesta a bebida gaseosa	Grupo B: Sutura de seda negra™ sin exposición (control)
1		
2		
3		
4		
5		

N.º De Especímenes	Sutura no reabsorbible de nylon azul™	
	Grupo C: Sutura de nylon azul™ expuesta a bebida gaseosa	Grupo D: Sutura de nylon azul™ sin exposición (control)
1		
2		
3		
4		
5		

N.º De Especímenes	Sutura reabsorbible de ácido poliglicólico™	
	Grupo E: Sutura de ácido poliglicólico™ expuesta a bebida gaseosa	Grupo F: Sutura de ácido poliglicólico™ sin exposición (control)
1		
2		
3		
4		
5		

N.º De Especímenes	Sutura reabsorbible catgut crómico™	
	Grupo G: Sutura de catgut crómico™ expuesta a bebida gaseosa	Grupo H: Sutura de catgut crómico™ sin exposición (control)
1		
2		
3		
4		
5		

9.3. Anexo C

9.3.1. Fotos de procedimiento





LABORATORIO DE ENSAYOS TEXTILES

pág. 1 de 3

INFORME DE ENSAYO No.11611-25-LS	
1. REFERENCIA DEL CLIENTE	: Renzo Aldhair Molina Sanchez
	Dirección : Av. La Marina 313 - Lima
	Contacto : Renzo Aldhair Molina Sanchez
	Email : Aldhair_13sanchez@hotmail.com
	Teléfono : -
2. REFERENCIA POR MUESTRA*	: Descripción :
03 UNIDADES DE HILOS DE SUTURA ACIDO POLIGLICOLICO - ORIGINAL	
	
*Información proporcionada por el cliente *N/E : No Especificado	
3. INSTRUCCIONES ESPECIALES	: Código Interno de la Muestra : 11611
*Código de identificación asignado por el Laboratorio Textil SENATI.	
4. INFORMACIÓN DE LABORATORIO	: Solicitud de Servicio : 630-2025
	Fecha de recepción : 4 Diciembre 2025
	Fecha de inicio : 4 Diciembre 2025
	Fecha de finalización : 11 Diciembre 2025
	Fecha de emisión : 12 Diciembre 2025
Otros: 1. Las muestras enviadas para los ensayos fueron muestreadas por el cliente. 2. La(s) muestra(s) llegó cubierta y en buen estado. 3. El tamaño de la muestra no es suficiente para guardar como contramuestra.	

F316-SEN-DIRE-25-V00

Prohibida la reproducción total o parcial de este documento - Total or partial reproduction of this document is not allowed

LABORATORIO DEL CENTRO TECNOLÓGICO DE TEXTILES Y CONFECCIONES DE SENATI

Av. Alfredo Mendíola N°. 3540, Independencia, Lima - Perú

Teléfonos: (01) 956009483 / (01) 950670359

E-mail: cttc@senati.edu.pe / labcttc-textil@senati.edu.pewww.senati.edu.pe



LABORATORIO DE ENSAYOS TEXTILES

pág. 2 de 3

INFORME DE ENSAYO No.11611-25-LS																											
5. RESULTADOS																											
METODO DE ENSAYO																											
5.1 DETERMINACIÓN DEL DIAMETRO DE HILO																											
Método :	Interno	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th colspan="3" style="text-align: center;">Resultado de 40 lecturas</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: center;">PROMEDIO</td> <td style="text-align: center;">0.364</td> <td style="text-align: center;">mm</td> </tr> <tr> <td>Grosor Min</td> <td style="text-align: center;">0.340</td> <td style="text-align: center;">mm</td> </tr> <tr> <td>Grosor Max</td> <td style="text-align: center;">0.398</td> <td style="text-align: center;">mm</td> </tr> <tr> <td>Desv. Std.</td> <td style="text-align: center;">0.01</td> <td style="text-align: center;">mm</td> </tr> <tr> <td>CV</td> <td style="text-align: center;">3.76</td> <td style="text-align: center;">%</td> </tr> </tbody> </table>		Resultado de 40 lecturas			PROMEDIO	0.364	mm	Grosor Min	0.340	mm	Grosor Max	0.398	mm	Desv. Std.	0.01	mm	CV	3.76	%						
Resultado de 40 lecturas																											
PROMEDIO	0.364			mm																							
Grosor Min	0.340			mm																							
Grosor Max	0.398	mm																									
Desv. Std.	0.01	mm																									
CV	3.76	%																									
Equipo :	Microscopio																										
	Lente 10 Motio																										
5.2 DETERMINACIÓN DE LA FUERZA DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN, TENACIDAD Y ELONGACIÓN DEL HILO																											
Método :	ASTM D2258/D2256M-21. Modf.	Opción :	A1																								
	Modf.: Especímenes individuales, no acondicionados; Longitud 180 mm. Velocidad 250 mm/min	Equipo :	Dinamómetro Tinius Olsen																								
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tbody> <tr> <td style="width: 20%;">Product Code:</td> <td style="width: 20%;">11611-25</td> <td style="width: 20%;">Gage Length:</td> <td style="width: 20%;">180 mm</td> </tr> <tr> <td>Material:</td> <td>HILOS DE SUTURA</td> <td>Test Speed:</td> <td>250 mm/min</td> </tr> <tr> <td>Lot:</td> <td>HILOS DE SUTURA ACIDO POLIGLICOLICO</td> <td>Load Cell, N:</td> <td>500</td> </tr> <tr> <td>Temperature (Entry):</td> <td>20.1 °C</td> <td>Método:</td> <td>Modificado</td> </tr> <tr> <td>Relative Humidity:</td> <td>63.7</td> <td>Specimen:</td> <td>Sin Acondicionar</td> </tr> <tr> <td>Technician:</td> <td>388048</td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>				Product Code:	11611-25	Gage Length:	180 mm	Material:	HILOS DE SUTURA	Test Speed:	250 mm/min	Lot:	HILOS DE SUTURA ACIDO POLIGLICOLICO	Load Cell, N:	500	Temperature (Entry):	20.1 °C	Método:	Modificado	Relative Humidity:	63.7	Specimen:	Sin Acondicionar	Technician:	388048		
Product Code:	11611-25	Gage Length:	180 mm																								
Material:	HILOS DE SUTURA	Test Speed:	250 mm/min																								
Lot:	HILOS DE SUTURA ACIDO POLIGLICOLICO	Load Cell, N:	500																								
Temperature (Entry):	20.1 °C	Método:	Modificado																								
Relative Humidity:	63.7	Specimen:	Sin Acondicionar																								
Technician:	388048																										
Description: 03 UNIDADES DE HILOS DE SUTURA ACIDO POLIGLICOLICO - ORIGINAL																											
Test No.	Diametro mm	Fuerza Max. N	Longitud Inicial mm																								
1	0.36	38.90	180																								
2	0.36	38.74	180																								
3	0.36	40.66	180																								
			Longitud Final mm																								
			58.18																								
			57.93																								
			60.60																								
		Resistencia Max. Mpa	Elongación %																								
		106.87	32.20																								
		106.43	32.12																								
		111.70	33.61																								
			Tiempo de Ruptura sec																								
			15.42																								
			14.42																								
			15.18																								

F316-SEN-DIRE 25 V00

Prohibida la reproducción total o parcial de este documento - Total or partial reproduction of this document is not allowed

LABORATORIO DEL CENTRO TECNOLÓGICO DE TEXTILES Y CONFECCIONES DE SENATI

Av. Alfredo Mendiolá N°. 3540, Independencia, Lima - Perú

Teléfonos: (01) 956509483 / (01) 950670359

E-mail: ctct@senati.edu.pe / labcttc-textil@senati.edu.pe

www.senati.edu.pe



LABORATORIO DE ENSAYOS TEXTILES

pág. 1 de 3

INFORME DE ENSAYO No.11612-25-LS	
1. REFERENCIA DEL CLIENTE	: Renzo Aldhair Molina Sanchez
	Dirección : Av. La Marina 313 - Lima
	Contacto : Renzo Aldhair Molina Sanchez
	Email : Aldhair_13sanchez@hotmail.com
	Teléfono : -
2. REFERENCIA POR MUESTRA*	: Descripción :
03 UNIDADES DE HILOS DE SUTURA CATGUT CRÓMICO - ORIGINAL	
	
*Información proporcionada por el cliente *N/E : No Especificado	
3. INSTRUCCIONES ESPECIALES	: Código Interno de la Muestra : 11612
*Código de Identificación asignado por el Laboratorio Textil SENATI.	
4. INFORMACIÓN DE LABORATORIO	: Solicitud de Servicio : 630-2025
	Fecha de recepción : 4 Diciembre 2025
	Fecha de inicio : 4 Diciembre 2025
	Fecha de finalización : 11 Diciembre 2025
	Fecha de emisión : 12 Diciembre 2025
Otros: 1. Las muestras enviadas para los ensayos fueron muestreadas por el cliente. 2. La(s) muestra(s) llegó cubierta y en buen estado. 3. El tamaño de la muestra no es suficiente para guardar como contramuestra.	

F316-SEN-DIRE-25-V00

Prohibida la reproducción total o parcial de este documento - Total or partial reproduction of this document is not allowed

LABORATORIO DEL CENTRO TECNOLÓGICO DE TEXTILES Y CONFECCIONES DE SENATI

Av. Alfredo Mendiola N°. 3540, Independencia, Lima - Perú

Teléfonos: (01) 956509483 / (01) 950670359

E-mail: ctto@senati.edu.pe / labctto-textil@senati.edu.pewww.senati.edu.pe



LABORATORIO DE ENSAYOS TEXTILES

pág. 2 de 3

INFORME DE ENSAYO No. 11612-25-LS																																																															
5. RESULTADOS																																																															
METODO DE ENSAYO																																																															
5.1 DETERMINACIÓN DEL DIAMETRO DE HILO																																																															
Método	: Interno	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th colspan="3" style="text-align: center;">Resultado de 40 lecturas</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: center;">PROMEDIO</td> <td style="text-align: center;">0.384</td> <td style="text-align: center;">mm</td> </tr> <tr> <td>Grosor Min</td> <td style="text-align: center;">0.369</td> <td style="text-align: center;">mm</td> </tr> <tr> <td>Grosor Max</td> <td style="text-align: center;">0.394</td> <td style="text-align: center;">mm</td> </tr> <tr> <td>Desv. Std.</td> <td style="text-align: center;">0.01</td> <td style="text-align: center;">mm</td> </tr> <tr> <td>CV</td> <td style="text-align: center;">1.37</td> <td style="text-align: center;">%</td> </tr> </tbody> </table>		Resultado de 40 lecturas			PROMEDIO	0.384	mm	Grosor Min	0.369	mm	Grosor Max	0.394	mm	Desv. Std.	0.01	mm	CV	1.37	%																																										
Resultado de 40 lecturas																																																															
PROMEDIO	0.384			mm																																																											
Grosor Min	0.369			mm																																																											
Grosor Max	0.394	mm																																																													
Desv. Std.	0.01	mm																																																													
CV	1.37	%																																																													
Equipo	: Microscopio																																																														
	: Lente 10 Motic																																																														
5.2 DETERMINACIÓN DE LA FUERZA DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN, TENACIDAD Y ELONGACIÓN DEL HILO																																																															
Método	: ASTM D2256/D2256M-21. Modf.	Opción	: A1																																																												
	Modf.: Especímenes individuales, no acondicionados: Longitud 180 mm. Velocidad 250 mm/min	Equipo	: Dinamómetro Tinius Olsen																																																												
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tbody> <tr> <td style="width: 20%;">Product Code:</td> <td style="width: 20%;">11612-25</td> <td style="width: 20%;">Gage Length:</td> <td style="width: 20%;">180 mm</td> </tr> <tr> <td>Material:</td> <td>HILOS DE SUTURA</td> <td>Test Speed:</td> <td>250 mm/min</td> </tr> <tr> <td>Lot:</td> <td>HILOS DE SUTURA CATGUT CRÓMICO</td> <td>Load Cell, N:</td> <td>500</td> </tr> <tr> <td>Temperature (Entry):</td> <td>20.1 °C</td> <td>Metodo:</td> <td>Modificado</td> </tr> <tr> <td>Relative Humidity:</td> <td>63.7</td> <td>Specimen:</td> <td>Sin Acondicionar</td> </tr> <tr> <td>Technician:</td> <td>368048</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td colspan="4">Description: 03 UNIDADES DE HILOS DE SUTURA CATGUT CRÓMICO - ORIGINAL</td> </tr> <tr> <th>Test No.</th> <th>Diametro mm</th> <th>Fuerza Max. N</th> <th>Longitud Inicial mm</th> <th>Longitud Final mm</th> <th>Resistencia Max. Mpa</th> <th>Elongación %</th> <th>Tiempo de Ruptura sec</th> </tr> <tr> <td>1</td> <td>0.38</td> <td>24.13</td> <td>180</td> <td>33.72</td> <td>62.84</td> <td>18.70</td> <td>8.52</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>0.38</td> <td>18.53</td> <td>180</td> <td>30.07</td> <td>48.26</td> <td>16.67</td> <td>7.78</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>0.38</td> <td>28.92</td> <td>180</td> <td>32.06</td> <td>75.32</td> <td>17.78</td> <td>8.20</td> </tr> </tbody> </table>				Product Code:	11612-25	Gage Length:	180 mm	Material:	HILOS DE SUTURA	Test Speed:	250 mm/min	Lot:	HILOS DE SUTURA CATGUT CRÓMICO	Load Cell, N:	500	Temperature (Entry):	20.1 °C	Metodo:	Modificado	Relative Humidity:	63.7	Specimen:	Sin Acondicionar	Technician:	368048			Description: 03 UNIDADES DE HILOS DE SUTURA CATGUT CRÓMICO - ORIGINAL				Test No.	Diametro mm	Fuerza Max. N	Longitud Inicial mm	Longitud Final mm	Resistencia Max. Mpa	Elongación %	Tiempo de Ruptura sec	1	0.38	24.13	180	33.72	62.84	18.70	8.52	2	0.38	18.53	180	30.07	48.26	16.67	7.78	3	0.38	28.92	180	32.06	75.32	17.78	8.20
Product Code:	11612-25	Gage Length:	180 mm																																																												
Material:	HILOS DE SUTURA	Test Speed:	250 mm/min																																																												
Lot:	HILOS DE SUTURA CATGUT CRÓMICO	Load Cell, N:	500																																																												
Temperature (Entry):	20.1 °C	Metodo:	Modificado																																																												
Relative Humidity:	63.7	Specimen:	Sin Acondicionar																																																												
Technician:	368048																																																														
Description: 03 UNIDADES DE HILOS DE SUTURA CATGUT CRÓMICO - ORIGINAL																																																															
Test No.	Diametro mm	Fuerza Max. N	Longitud Inicial mm	Longitud Final mm	Resistencia Max. Mpa	Elongación %	Tiempo de Ruptura sec																																																								
1	0.38	24.13	180	33.72	62.84	18.70	8.52																																																								
2	0.38	18.53	180	30.07	48.26	16.67	7.78																																																								
3	0.38	28.92	180	32.06	75.32	17.78	8.20																																																								

F316-SEN-DIRE-25 V00

Prohibida la reproducción total o parcial de este documento - Total or partial reproduction of this document is not allowed

LABORATORIO DEL CENTRO TECNOLÓGICO DE TEXTILES Y CONFECCIONES DE SENATI

Av. Alfredo Mendiolá N°, 3540, Independencia, Lima - Perú

Teléfonos: (01) 956509483 / (01) 950670359

E-mail: cttc@senati.edu.pe / labcttc-textil@senati.edu.pe

www.senati.edu.pe



LABORATORIO DE ENSAYOS TEXTILES

pág. 1 de 3

INFORME DE ENSAYO No.11613-25-LS	
1. REFERENCIA DEL CLIENTE	: Renzo Aldhair Molina Sanchez
	Dirección : Av. La Marina 313 - Lima
	Contacto : Renzo Aldhair Molina Sanchez
	Email : Aldhair_13sanchez@hotmail.com
	Teléfono : -
2. REFERENCIA POR MUESTRA*	: Descripción :
03 UNIDADES DE HILOS DE SUTURA NYLON AZUL MONOFILAMENTO - ORIGINAL	
	
*Información proporcionada por el cliente *N/E : No Especificado	
3. INSTRUCCIONES ESPECIALES	: Código Interno de la Muestra : 11613
*Código de Identificación asignado por el Laboratorio Textil SENATI	
4. INFORMACIÓN DE LABORATORIO	: Solicitud de Servicio : 630-2025
	Fecha de recepción : 4 Diciembre 2025
	Fecha de inicio : 4 Diciembre 2025
	Fecha de finalización : 11 Diciembre 2025
	Fecha de emisión : 12 Diciembre 2025
Otros: 1. Las muestras enviadas para los ensayos fueron muestreadas por el cliente. 2. La(s) muestra(s) llegó cubierta y en buen estado. 3. El tamaño de la muestra no es suficiente para guardar como contramuestra.	

F316-SEN-DIRE-25. V00

Prohibida la reproducción total o parcial de este documento - Total or partial reproduction of this document is not allowed

LABORATORIO DEL CENTRO TECNOLÓGICO DE TEXTILES Y CONFECCIONES DE SENATI

Av. Alfredo Mendiola N°. 3540, Independencia, Lima - Perú

Teléfonos: (01) 956509483 / (01) 950670359

E-mail: cttc@senati.edu.pe / labcttc-textil@senati.edu.pewww.senati.edu.pe



LABORATORIO DE ENSAYOS TEXTILES

pág. 2 de 3

INFORME DE ENSAYO No.11613-25-LS																																																											
5. RESULTADOS																																																											
METODO DE ENSAYO																																																											
5.1 DETERMINACIÓN DEL DIAMETRO DE HILO																																																											
Método	: Interno	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th colspan="3" style="text-align: center;">Resultado de 40 lecturas</th> </tr> <tr> <th style="text-align: center;">PROMEDIO</th> <th style="text-align: center;">0.248</th> <th style="text-align: center;">mm</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Grosor Min</td> <td>0.244</td> <td>mm</td> </tr> <tr> <td>Grosor Max</td> <td>0.254</td> <td>mm</td> </tr> <tr> <td>Desv. Std.</td> <td>0.003</td> <td>mm</td> </tr> <tr> <td>CV</td> <td>1.09</td> <td>%</td> </tr> </tbody> </table>		Resultado de 40 lecturas			PROMEDIO	0.248	mm	Grosor Min	0.244	mm	Grosor Max	0.254	mm	Desv. Std.	0.003	mm	CV	1.09	%																																						
Resultado de 40 lecturas																																																											
PROMEDIO	0.248			mm																																																							
Grosor Min	0.244			mm																																																							
Grosor Max	0.254	mm																																																									
Desv. Std.	0.003	mm																																																									
CV	1.09	%																																																									
Equipo	: Microscopio																																																										
	: Lente 10 Motic																																																										
5.2 DETERMINACIÓN DE LA FUERZA DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN, TENACIDAD Y ELONGACIÓN DEL HILO																																																											
Método	: ASTM D2256/D2256M-21, Modf.	Opción	: A1																																																								
	Modf.: Especímenes individuales, no acondicionados: Longitud 180 mm.	Equipo	: Dinamómetro Tinius Olsen																																																								
	Velocidad 250 mm/min																																																										
<table style="width: 100%;"> <tr> <td style="width: 33%;">Product Code:</td> <td style="width: 33%;">11613-25</td> <td style="width: 33%;">Gage Length:</td> <td>180 mm</td> </tr> <tr> <td>Material:</td> <td>HILOS DE SUTURA</td> <td>Test Speed:</td> <td>250 mm/min</td> </tr> <tr> <td>Lot:</td> <td>HILOS DE SUTURA NYLON AZUL MONOFILAMENTO</td> <td>Load Cell, N:</td> <td>500</td> </tr> <tr> <td>Temperature (Entry):</td> <td>20.1 °C</td> <td>Método:</td> <td>Modificado</td> </tr> <tr> <td>Relative Humidity:</td> <td>63.9</td> <td>Specimen:</td> <td>Sin Acondicionar</td> </tr> <tr> <td>Technician:</td> <td>386048</td> <td></td> <td></td> </tr> </table> Description: 03 UNIDADES DE HILOS DE SUTURA NYLON AZUL MONOFILAMENTO - ORIGINAL <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; margin-top: 10px;"> <thead> <tr> <th>Test No.</th> <th>Diametro mm</th> <th>Fuerza Max. N</th> <th>Longitud Inicial mm</th> <th>Longitud Final mm</th> <th>Resistencia Max. Mpa</th> <th>Elongación %</th> <th>Tiempo de Ruptura sec</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1</td> <td>0.25</td> <td>37.06</td> <td>180</td> <td>48.60</td> <td>149.40</td> <td>26.85</td> <td>12.67</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>0.25</td> <td>36.17</td> <td>180</td> <td>46.25</td> <td>145.85</td> <td>25.65</td> <td>11.70</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>0.25</td> <td>36.84</td> <td>180</td> <td>47.17</td> <td>148.55</td> <td>26.12</td> <td>11.86</td> </tr> </tbody> </table>				Product Code:	11613-25	Gage Length:	180 mm	Material:	HILOS DE SUTURA	Test Speed:	250 mm/min	Lot:	HILOS DE SUTURA NYLON AZUL MONOFILAMENTO	Load Cell, N:	500	Temperature (Entry):	20.1 °C	Método:	Modificado	Relative Humidity:	63.9	Specimen:	Sin Acondicionar	Technician:	386048			Test No.	Diametro mm	Fuerza Max. N	Longitud Inicial mm	Longitud Final mm	Resistencia Max. Mpa	Elongación %	Tiempo de Ruptura sec	1	0.25	37.06	180	48.60	149.40	26.85	12.67	2	0.25	36.17	180	46.25	145.85	25.65	11.70	3	0.25	36.84	180	47.17	148.55	26.12	11.86
Product Code:	11613-25	Gage Length:	180 mm																																																								
Material:	HILOS DE SUTURA	Test Speed:	250 mm/min																																																								
Lot:	HILOS DE SUTURA NYLON AZUL MONOFILAMENTO	Load Cell, N:	500																																																								
Temperature (Entry):	20.1 °C	Método:	Modificado																																																								
Relative Humidity:	63.9	Specimen:	Sin Acondicionar																																																								
Technician:	386048																																																										
Test No.	Diametro mm	Fuerza Max. N	Longitud Inicial mm	Longitud Final mm	Resistencia Max. Mpa	Elongación %	Tiempo de Ruptura sec																																																				
1	0.25	37.06	180	48.60	149.40	26.85	12.67																																																				
2	0.25	36.17	180	46.25	145.85	25.65	11.70																																																				
3	0.25	36.84	180	47.17	148.55	26.12	11.86																																																				

F316-SEN-DIRE-25-V00

Prohibida la reproducción total o parcial de este documento - Total or partial reproduction of this document is not allowed

LABORATORIO DEL CENTRO TECNOLÓGICO DE TEXTILES Y CONFECCIONES DE SENATI

Av. Alfredo Mendiolá N°, 3540, Independencia, Lima - Perú

Teléfonos: (01) 956509483 / (01) 950670359

E-mail: cttc@senati.edu.pe / labcttc-textil@senati.edu.pe

www.senati.edu.pe

INFORME DE ENSAYO No.11614-25-LS																					
1. REFERENCIA DEL CLIENTE	: Renzo Aldhair Molina Sanchez Dirección : Av. La Marina 313 - Lima Contacto : Renzo Aldhair Molina Sanchez Email : Aldhair_13sanchez@hotmail.com Teléfono : -																				
2. REFERENCIA POR MUESTRA*	: Descripción : 03 UNIDADES DE HILOS DE SUTURA SEDA NEGRA TRENZADA - ORIGINAL 																				
*Información proporcionada por el cliente *N/E : No Especificado																					
3. INSTRUCCIONES ESPECIALES	: Código Interno de la Muestra : 11614 *Código de identificación asignado por el Laboratorio Textil SENATI.																				
4. INFORMACIÓN DE LABORATORIO	<table border="0"> <tr> <td>Solicitud de Servicio</td> <td>:</td> <td>630-2025</td> <td>Otros:</td> </tr> <tr> <td>Fecha de recepción</td> <td>:</td> <td>4 Diciembre 2025</td> <td>1. Las muestras enviadas para los ensayos fueron muestreadas por el cliente.</td> </tr> <tr> <td>Fecha de inicio</td> <td>:</td> <td>4 Diciembre 2025</td> <td>2. La(s) muestra(s) llegó cubierta y en buen estado.</td> </tr> <tr> <td>Fecha de finalización</td> <td>:</td> <td>11 Diciembre 2025</td> <td>3. El tamaño de la muestra no es suficiente para guardar como contramuestra.</td> </tr> <tr> <td>Fecha de emisión</td> <td>:</td> <td>12 Diciembre 2025</td> <td></td> </tr> </table>	Solicitud de Servicio	:	630-2025	Otros:	Fecha de recepción	:	4 Diciembre 2025	1. Las muestras enviadas para los ensayos fueron muestreadas por el cliente.	Fecha de inicio	:	4 Diciembre 2025	2. La(s) muestra(s) llegó cubierta y en buen estado.	Fecha de finalización	:	11 Diciembre 2025	3. El tamaño de la muestra no es suficiente para guardar como contramuestra.	Fecha de emisión	:	12 Diciembre 2025	
Solicitud de Servicio	:	630-2025	Otros:																		
Fecha de recepción	:	4 Diciembre 2025	1. Las muestras enviadas para los ensayos fueron muestreadas por el cliente.																		
Fecha de inicio	:	4 Diciembre 2025	2. La(s) muestra(s) llegó cubierta y en buen estado.																		
Fecha de finalización	:	11 Diciembre 2025	3. El tamaño de la muestra no es suficiente para guardar como contramuestra.																		
Fecha de emisión	:	12 Diciembre 2025																			

F316-SEN-DIRE-25 V00

Prohibida la reproducción total o parcial de este documento - Total or partial reproduction of this document is not allowed

LABORATORIO DEL CENTRO TECNOLÓGICO DE TEXTILES Y CONFECCIONES DE SENATI

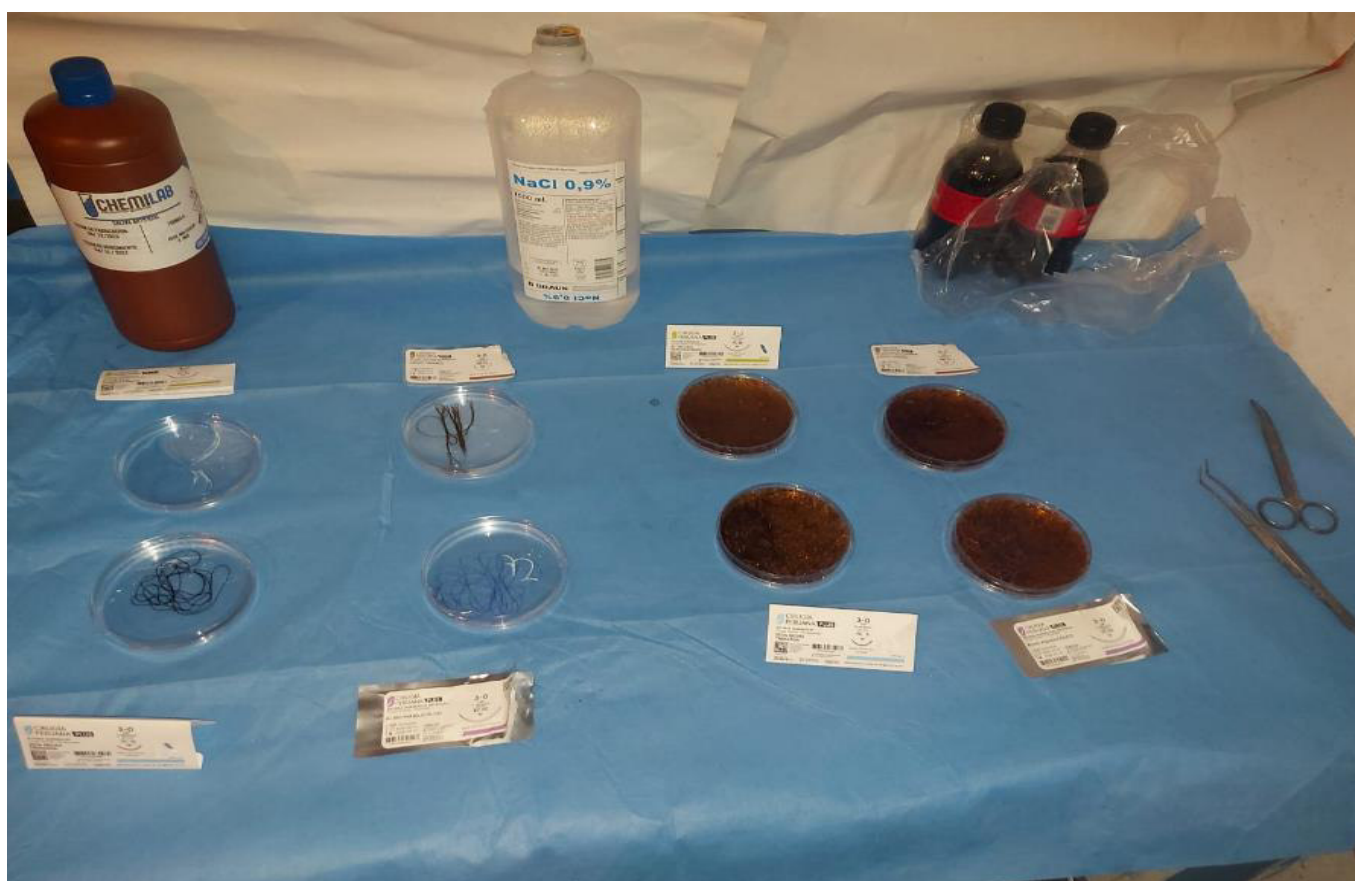
Av. Alfredo Mendiola N°. 3540, Independencia, Lima - Perú

Teléfonos: (01) 956509483 / (01) 950670359

E-mail: cttc@senati.edu.pe / labcttc-textil@senati.edu.pewww.senati.edu.pe



FICHA TECNICA DE LA SALIVA ARTIFICIAL**PRESENTACION: FRASCO DE PLASTICO 1 LITRO ML PLASTICO NATURAL****FECHA DE FABRICACION: 03/12/2025****FECHA DE VENCIMIENTO: 03/12/2027****USO: SOLUCION PARA LABORATORIO****-Propiedades físicas y químicas.****ASPECTO: LIQUIDO TRANSPARENTE INCOLORO****OLOR: INODORO****PH: 6-8 A 25°C****CLORURO DE POTASIO PURO 0.6%****CLORURO DE CALCIO PURO 0.14%****CLORURO DE MAGNESIO PURO 0.025%****CLORURO DE SODIO PURO 0.6%****POTASIO DIHIDROGENO FOSFATO PURO 0.15%****CARBOXIMETILCELULOSA 5%****SORBITOL PURO 3%****AGUA DESTILADA C.S.P HASTA COMPLETAR LA MESCLA****SOLUCION NO INFLAMABLE**



N	hilo	test	Resistencia Maxima Mpa	Exposicion	Tipo de sutura
1	1	1	106.87	0	1
2	1	2	106.43	0	1
3	1	3	111.70	0	1
4	2	1	62.84	0	1
5	2	2	48.26	0	1
6	2	3	75.32	0	1
7	3	1	149.40	0	2
8	3	2	145.85	0	2
9	3	3	148.85	0	2
10	4	1	71.99	0	2
11	4	2	70.43	0	2
12	4	3	71.30	0	2
13	1	1	102.47	2	1
14	1	2	105.60	2	1
15	1	3	100.22	2	1
16	1	4	102.06	2	1
17	2	1	41.25	2	1
18	2	2	49.74	2	1
19	2	3	37.63	2	1
20	2	4	35.18	2	1
21	3	1	137.14	2	2
22	3	2	134.60	2	2
23	3	3	129.62	2	2
24	3	4	135.36	2	2
25	4	1	56.88	2	2
26	4	2	58.80	2	2
27	4	3	60.37	2	2
28	4	4	67.18	2	2
29	1	1	107.44	1	1
30	1	2	105.03	1	1
31	1	3	108.35	1	1
32	1	4	108.38	1	1
33	2	1	9.87	1	1
34	2	2	42.71	1	1
35	2	3	25.63	1	1
36	2	4	7.66	1	1
37	3	1	125.08	1	2
38	3	2	127.5	1	2
39	3	3	57.82	1	2
40	3	4	128.39	1	2
41	4	1	57.37	1	2
42	4	2	52.72	1	2
43	4	3	54.17	1	2
44	4	4	56.77	1	2