



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DEL NYLON VERSUS ÁCIDO POLIGLICÓLICO SUMERGIDOS EN DIFERENTES ZUMOS DE FRUTAS EXÓTICAS NATIVAS: ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO

**Línea de investigación:
Biomateriales**

Tesis para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista

Autora

Mamani Salinas, Tania Karla Patricia

Asesor

Mayta Tovalino, Frank Roger
ORCID: 0000-0002-3280-0024

Jurado

Galarza Valencia, Diego Javier
Aliaga Mariñas, Ana Sixtina
Mejía Ticona, Lourdes Alicia

Lima - Perú

2025



RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DEL NYLON VERSUS ÁCIDO POLIGLICÓLICO SUMERGIDOS EN DIFERENTES ZUMOS DE FRUTAS EXÓTICAS NATIVAS: ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO

INFORME DE ORIGINALIDAD

16%

INDICE DE SIMILITUD

15%

FUENTES DE INTERNET

2%

PUBLICACIONES

5%

TRABAJOS DEL
ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	Submitted to Universidad Nacional Federico Villarreal	2%
	Trabajo del estudiante	
2	repositorio.uap.edu.pe	2%
	Fuente de Internet	
3	repositorio.unfv.edu.pe	2%
	Fuente de Internet	
4	dspace.ucuenca.edu.ec	1%
	Fuente de Internet	
5	repositorio.unfv.edu.pe:8080	1%
	Fuente de Internet	
6	repositorio.upch.edu.pe	1%
	Fuente de Internet	
7	hdl.handle.net	1%
	Fuente de Internet	
8	archive.org	<1%
	Fuente de Internet	
9	www.coursehero.com	<1%
	Fuente de Internet	
10	es.scribd.com	<1%
	Fuente de Internet	
11	Submitted to National University College - Online	<1%



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DEL NYLON VERSUS ÁCIDO POLIGLICÓLICO SUMERGIDOS EN DIFERENTES ZUMOS DE FRUTAS EXÓTICAS NATIVAS:

ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO*

Línea de investigación:

Biomateriales

Tesis para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista

Autora

Mamani Salinas, Tania Karla Patricia

Asesor

Mayta Tovalino, Frank Roger

ORCID: 0000-0002-3280-0024

Jurado

Galarza Valencia, Diego Javier

Aliaga Mariñas, Ana Sixtina

Mejia Ticona, Lourdes Alicia

Lima – Perú

2025

DEDICATORIA

Dedico esta tesis a mis padres, pilares fundamentales en mi vida, por su amor y ejemplo constante. A mi hermana, por cada enseñanza, por su paciencia infinita y por ser mi inspiración constante en este camino profesional. A mi pareja, por ser mi apoyo constante e incondicional a lo largo de este proceso. Su compañía, comprensión y aliento han sido fundamentales para la culminación de este logro. Y a Dios, por brindarme fortaleza y sabiduría en este camino académico.

AGRADECIMIENTO

Agradezco de corazón al Dr. Marco y a la Dra. Andrea por sus enseñanzas, por su constante apoyo y por la confianza que depositaron en mí durante estos últimos años. Su guía ha sido clave en mi crecimiento profesional y personal. Agradezco también a quienes, de una u otra forma, fueron parte de este proceso. A mis docentes, por compartir su sabiduría y a mis compañeros, por su solidaridad. Cada uno ha sido parte esencial de este logro.

ÍNDICE

RESUMEN	viii
ABSTRACT.....	ix
I. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Descripción y formulación del problema	2
1.2. Antecedentes.....	5
1.3. Objetivos.....	9
1.3.1. <i>Objetivo general</i>	9
1.3.2. <i>Objetivos específicos</i>	9
1.4. Justificación.....	10
1.4.1. <i>Justificación teórica</i>	10
1.4.2. <i>Justificación social</i>	10
1.4.3. <i>Justificación clínica</i>	11
1.5. Hipótesis	12
II. MARCO TEÓRICO.....	13
2.1. Bases teóricas sobre el tema de investigación.....	13
2.1.1. <i>Sutura</i>	13
2.1.2. <i>Clasificación de los hilos de sutura</i>	16
2.1.3. <i>Tipos de hilos de sutura</i>	18
2.1.4. <i>Potencial de hidrógeno</i>	18
2.1.5. <i>Zumos de frutas</i>	19
III. MÉTODO	21
3.1. Tipo de investigación	21
3.2. Ámbito temporal y espacial.....	21
3.3. Variables.....	21

3.3.1. <i>Variable dependiente</i>	21
3.3.2. <i>Variable independiente</i>	21
3.3.3. <i>Operacionalización de variables</i>	22
3.4. Población y muestra	23
3.4.1. <i>Población</i>	23
3.4.2. <i>Muestra</i>	23
3.4.3. <i>Criterios de selección</i>	23
3.5. Instrumentos	23
3.6. Procedimientos	24
3.6.1. <i>Recolección de información</i>	24
3.6.2. <i>Obtención de suturas</i>	24
3.6.3. <i>Preparación de los zumos de fruta</i>	24
3.6.4. <i>Preparación de especímenes</i>	25
3.6.5. <i>Ensayo de tracción</i>	25
3.7. Análisis de datos	26
3.8. Consideraciones éticas	27
IV. RESULTADOS	28
V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS	32
VI. CONCLUSIONES	39
VII. RECOMENDACIONES	40
VIII. REFERENCIAS	41
IX. ANEXOS	46
9.1. Anexo A	46
9.1.1. <i>Matriz de consistencia</i>	46
9.2. Anexo B	49

9.2.1. Diagrama de distribución de grupos.....	49
9.3. Anexo C.....	50
9.3.1. Ficha de recolección de datos	50
9.4. Anexo D.....	51
9.4.1. Resultados de la prueba piloto	51
9.5. Anexo E.....	52
9.5.1. Certificado de calibración.....	52
9.6. Anexo F	59
9.6.1. Acta de aprobación del proyecto de investigación.....	59
9.7. Anexo G.....	60
9.7.1. Evidencia fotográfica	60

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Valores de resistencia a la tracción del nylon versus ácido poliglicólico sumergidos en zumos de camu camu y tumbo en cuatro tiempos.....	28
Tabla 2. Comparación de los valores de la resistencia a la tracción de los hilos de sutura en diferentes tiempos.....	29
Tabla 3. Valores de la resistencia a la tracción de los hilos de sutura sumergidos en diferentes zumos de fruta.....	30
Tabla 4. Regresión lineal de la resistencia a la tracción de los hilos de sutura sumergidos en dos zumos de fruta en cuatro tiempos.....	31

RESUMEN

Objetivo: Comparar la resistencia a la tracción del nylon versus el ácido poliglicólico sumergidos en diferentes zumos de frutas nativas exóticas. **Método:** Se realizó un estudio de tipo experimental In vitro, prospectivo, longitudinal y comparativo. Para el desarrollo se utilizaron 192 especímenes, divididos en dos hilos de sutura: ácido poliglicólico y nylon 5-0, luego se subdividieron en dos tipos de zumos de frutas (tumbo y camu camu) y por último en cuatro grupos de 12 según los tiempos de inmersión (basal, 3, 7, 14 días). Se utilizó una máquina de ensayo universal para medir la resistencia a la tracción a una velocidad de 25 cm/min, registrar la resistencia máxima en Newton (N). **Resultados:** En el tiempo basal, el ácido poliglicólico mostró una resistencia significativamente mayor (12.22 N) en comparación con el nylon (8.9 N). Al día 3 se observó una disminución en la resistencia de ambos materiales, el nylon con 7.95 N y el ácido poliglicólico 11,86 N. Al día 7 el nylon se redujo a 7.59 N, mientras que el ácido poliglicólico a 11.59 N. Al día 14, el nylon se mantuvo a 7.59 N, mientras que el ácido poliglicólico mostró una reducción a 11.24 N. **Conclusiones:** Se concluye que, el ácido poliglicólico presenta valores de resistencia a la tracción superiores a los del nylon y que no existe diferencia significativa entre el camu camu y tumbo en todos los tiempos evaluados.

Palabras clave: resistencia a la tracción, hilos de sutura, zumo de fruta nativa

ABSTRACT

Objective: To compare the tensile strength of nylon versus polyglycolic acid immersed in different juices of exotic native fruits. **Methodology:** An in vitro, prospective, longitudinal and comparative experimental study was conducted. For the development, 192 specimens were divided into two suture threads: polyglycolic acid and nylon 5-0, then subdivided into two types of fruit juices (tumbo and camu camu) and finally into four groups of 12 according to the immersion times (baseline, 3, 7, 14 days). A universal testing machine was used to measure tensile strength at a speed of 25 cm / min, recording the maximum resistance in Newtons (N). **Results:** At baseline, polyglycolic acid showed a significantly higher resistance (12.22 N) compared to nylon (8.9 N). On day 3, a decrease in the strength of both materials was observed: nylon with 7.95 N and polyglycolic acid with 11.86 N. On day 7, nylon was reduced to 7.59 N, while polyglycolic acid to 11.59 N. On day 14, nylon remained at 7.59 N, while polyglycolic acid showed a reduction to 11.24 N. **Conclusions:** It is concluded that polyglycolic acid presents higher tensile strength values than nylon and that there is no significant difference between camu camu and tumbo at all times evaluated.

Keywords: tensile strength, suture threads, native fruit juice

I. INTRODUCCIÓN

Una incisión quirúrgica en la piel es una intervención no natural que compromete las defensas del cuerpo humano y aumenta la probabilidad de infección. Para minimizar este riesgo, los profesionales de la salud siguen protocolos rigurosos, como el lavado quirúrgico de manos, el uso de instrumental estéril y la administración de antibióticos en algunos casos según sea necesario. Estas precauciones son fundamentales para prevenir infecciones y garantizar una recuperación segura sin contratiempos (Dolci et al., 2008).

El uso de materiales que ayuden al cierre de heridas se remonta a pergaminos egipcios del año 3500 a. c., los métodos y materiales utilizados en cirugía eran muy diferentes a los que conocemos hoy en día, se empleaban materiales naturales disponibles, como bandas de cuero, fibras de corteza de árboles, los tendones de animales y el cabello humano (Dunn et al., 2015).

La curación de una herida quirúrgica es un proceso complejo que implica la formación de una matriz extracelular capaz de unir los bordes de la lesión, proporcionar soporte estructural a las células, favorecer la regeneración vascular y restaurar la resistencia funcional del tejido frente al estrés mecánico (Wikesjö et al., 1992).

Las suturas utilizadas en la cavidad bucal presentan particularidades que las distinguen de las empleadas en otras regiones del cuerpo, debido a la presencia de saliva constante y a las funciones que realiza, como la masticación, el habla, la deglución, etc., por ende, para cada tipo de cirugía oral se debe seleccionar cierto tipo de hilo de sutura que debe tener características y propiedades físicas precisas (Alamer et al., 2019).

Los hilos de sutura destinados a procedimientos en la cavidad bucal deben cumplir con una serie de características físicas y químicas que permitan minimizar el riesgo de daño a la mucosa oral. Entre estas propiedades se incluyen la resistencia a la tracción, la estabilidad dimensional, la memoria, la seguridad del nudo y la flexibilidad. Además, intervienen criterios subjetivos como la maniobrabilidad del material y las preferencias personales del cirujano, los

cuales también influyen en la elección del hilo de sutura más adecuado para cada caso (Khiste et al., 2016).

En la actualidad, la sutura es un aspecto fundamental de la cirugía bucal porque es uno de los elementos que contribuyen al éxito de los procedimientos quirúrgicos en la cavidad oral ya que desempeñan un papel crucial en mantener unidos los tejidos durante el proceso de cicatrización. Su elección adecuada puede tener un impacto significativo en los resultados clínicos y por ende en la experiencia del paciente. Así que, conocer una de las características de los hilos de sutura como la resistencia a la tracción es esencial para garantizar una selección adecuada del material, prevenir complicaciones, optimizar resultados, la seguridad del paciente y mejorar la eficiencia en la práctica clínica (Byrne y Aly, 2019).

La resistencia a la tracción es una característica física de los hilos de sutura donde se mide con que fuerza el material de sutura pierde entre el 70 % y el 80 % de su resistencia inicial. La deficiencia en la fuerza de tracción del material de sutura puede resultar en una rotura o desajuste de la sutura, lo que conlleva a una desadaptación de los colgajos e induce la cicatrización por segunda intención (Van Heerden, 2005).

1.1. Descripción y formulación del problema

1.1.1 Descripción del problema

La sutura es importante para mantener los bordes de la herida en estrecho contacto durante un período determinado, lo que facilita la cicatrización por primera intención. Esto promueve una rápida y efectiva vascularización, acelerando el proceso de curación y contribuyendo al éxito del procedimiento quirúrgico (Gallini y Pasqualini, 1988).

El cirujano dentista debe estar bien informado sobre las características de su elección de sutura y seleccionar un material correcto que disminuya el espacio muerto, el riesgo de infección y optimice la estética de la cicatriz. Por lo tanto, el conocimiento sobre las múltiples

opciones disponibles brinda orientación y permite a los cirujanos desarrollar sus propias elecciones (Mangram et al., 1999).

Actualmente, existe una amplia variedad de materiales de sutura disponibles en la industria de materiales de sutura, por ende, es crucial conocer las características específicas de cada uno al momento de realizar una sutura, ya que la falta de conocimiento sobre la resistencia y flexibilidad de los hilos puede llevar a errores costosos. Esto puede resultar en consecuencias negativas para los pacientes, incluyendo resultados subóptimos, ruptura prematura de la sutura, complicaciones en la cicatrización, mayor riesgo de infecciones y dehiscencias, problemas estéticos y un mayor riesgo de sangrado durante y después de la cirugía (Faris et al., 2022).

Hasta el momento no existe una sutura realmente ideal, que pueda utilizarse en todas las circunstancias y en todos los tipos de procedimientos, dicha sutura debería anudarse fácilmente, tener excelente resistencia a la tracción, no producir efectos adversos en la cicatrización de las heridas y no promover infecciones, además de ser fácilmente visible. Al no contar con un hilo de sutura ideal, es fundamental tomar decisiones a la hora de seleccionar el material de sutura que se va a utilizar en el procedimiento quirúrgico (Bennett, 1988).

1.1.2. Importancia del problema

El cierre de la herida mediante la sutura, ayuda a una cicatrización correcta y el retorno a la función del tejido, así como mantener la estética del sitio quirúrgico. Por esto es que en las cirugías periodontales, la correcta elección de los hilos de sutura es importante para garantizar la estabilidad y la integridad de la herida durante todo el proceso de cicatrización de las intervenciones quirúrgicas y conocer sobre la resistencia a la tracción de cada hilo de sutura ayuda a los cirujanos a seleccionar los materiales más adecuados para cada procedimiento quirúrgico, tejido específico y tener la seguridad de obtener buenos resultados clínicos ya que la dehiscencia de las suturas influye negativamente en el éxito de la cirugía periodontal, aumentando la probabilidad cicatrices e infecciones (Faris et al., 2022).

También es importante saber que los diferentes tipos de fluidos que ingerimos, como, por ejemplo, enjuagues bucales, refrescos, gaseosas, etc., pueden influir en el nivel de pH de la cavidad bucal, ya sea aumentando a disminuyendo. Por ende, estos cambios en el pH de la cavidad bucal pueden afectar las propiedades de los hilos de sutura, en especial de la resistencia a la tracción (Chu y Moncrief, 1983).

En respuesta a esta problemática, la presente investigación se enfocó en destacar la relevancia de los hilos de sutura en la cirugía periodontal. Además, mediante un análisis exhaustivo, se profundizó en un aspecto clave de los hilos de sutura en cirugía bucal: la resistencia a la tracción. Asimismo, se resaltó la importancia de elegir el tipo de hilo de sutura adecuado según esta propiedad, para garantizar resultados óptimos en la práctica clínica.

En este contexto, el presente trabajo se propuso comparar dos de los hilos de sutura de elección habituales en la práctica periodontal, evaluando su comportamiento a lo largo de un período de 14 días. Para ello, se ha diseñado un protocolo de exposición en cuatro momentos clave (basal, día 3, día 7 y día 14) empleando jugos de tumbo y camu camu, dos frutas autóctonas de alto poder ácido que reproducen condiciones de pH similares a las del entorno bucal postprandial.

Este estudio buscó determinar cuál de los dos hilos mantiene de manera más confiable sus propiedades originales bajo estrés ácido. Los hallazgos permitieron formular recomendaciones basadas en evidencia para la selección de material de sutura en procedimientos periodontales, contribuyendo así a optimizar los resultados clínicos y reducir los riesgos asociados a la degradación prematura del hilo.

1.1.3. Formulación del problema

¿Cuál es la resistencia a la tracción del nylon versus ácido poliglicólico sumergidos en diferentes zumos de frutas exóticas nativas?

1.2. Antecedentes

Lituma (2019) investigó la resistencia a la tracción de hilos de seda negra 3/0 y ácido poliglicólico 3/0 en dos grupos de 20 muestras, empleando el equipo de tracción universal Zwick Roell Z010, antes y después de su inmersión en saliva artificial. Encontró que el ácido poliglicólico soportó cargas máximas significativamente mayores de 33 N frente a la seda negra con 20 N, mientras que ésta última presentó un porcentaje de elongación superior (41 %) y un tiempo de rotura más prolongado (40 segundos) en comparación con el ácido poliglicólico (26 % y 24 segundos). Además, la exposición a saliva artificial potencia la deformación de ambos materiales, aunque sin comprometer la ventaja mecánica del ácido poliglicólico.

Arce et al. (2019) ejecutó una investigación en la cual compararon la resistencia a la tracción in vitro de suturas utilizadas en cirugía de implantes según el tipo de hilo y el tiempo de inmersión en saliva artificial. Se utilizaron 150 muestras divididos en tres tipos de sutura de calibre 4/0, politetrafluoroetileno (PTFE), poliglactin 910 y seda negra y fueron subdivididos en cinco grupos de 10 según los tiempos de inmersión (basal, 3, 7, 14 y 21 días), se utilizó una máquina de prueba universal para medir la resistencia a la tracción a una velocidad de 25 cm/min, estirar cada muestra hasta que el material falla y registrar la resistencia máxima en Newton. Los resultados evidenciaron que el poliglactin mantuvo su resistencia, siendo el más bajo al inicio y el más alto a los 21 días. Al realizar la inferencia estadística de poliglactin y PTFE, se encontró que la fuerza necesaria para lograr el desprendimiento no fue estadísticamente significativa.

Najarro (2018) realizó un estudio experimental para comparar la reacción inflamatoria y la reparación de las mucosas orales de conejos después de la sutura con tres tipos de hilos de sutura de diferentes marcas comerciales. Se utilizaron 12 conejos y se realizaron suturas en la mucosa oral con seda negra, ácido poliglicólico y poliglactin 910. Se tomaron muestras histológicas a los 3, 7 y 14 días postoperatorios y se analizaron mediante microscopio óptico.

Los resultados mostraron que el poliglactin 910 produjo la menor reacción inflamatoria, seguida por el ácido poliglicólico, mientras que la seda negra produjo la mayor inflamación y tiempo de reparación. La cicatrización más rápida se observa en la lengua, seguida por el paladar y, por último, el carrillo. Entre los materiales evaluados, el poliglactin 910 de Ethicon® destacó como la opción más favorable, al provocar una mínima reacción tisular y acelerar el proceso reparativo, en comparación con la seda negra de ADS®.

Das et al. (2023) evaluó el impacto de las bebidas de uso común, que son la coca cola y el té, sobre la durabilidad de dos tipos de catgut crómico 4/0. Se emplearon 80 muestras de sutura (40 de cada material), cada muestra fue sometida a inmersión en saliva artificial para replicar la atmósfera oral y posteriormente muestras se sometieron a las bebidas por 10 minutos todos los días. Las pruebas se realizaron en 4 periodos: antes de la inmersión, 1, 7 y 14 días después de la inmersión, la prueba de la resistencia a la tracción se realizó a una velocidad de cabezal de 2.0 mm/60 segundos. La resistencia a la tracción del catgut crómico fue conservada de forma constante durante el período de investigación. De acuerdo a los resultados, el poliglactin 910 exhibió una resistencia mantenida superior a las suturas de catgut crómico después de 14 días.

Anushya et al. (2022) ejecutó una investigación in vitro sobre la resistencia a la tracción de materiales de sutura quirúrgicos absorbibles (vicryl) y no absorbibles (seda negra) después de la inmersión en dos diferentes jugos de frutas (uva y limón). Todas las muestras de sutura se midieron a la misma longitud de 21 cm con la máquina de ensayos universal Instron E300 UTM. Las muestras se sumergieron en el jugo por 10 minutos al día por 1 semana. Se demostró que la sutura vicryl tiene la mayor resistencia a la tracción junto con una excelente capacidad de retención de nudos que la sutura de seda negra después de sumergirla en jugos de frutas.

Taysi et al. (2021) investigó en condiciones in vitro la resistencia a la tracción y el grado de alargamiento de ocho tipos de hilos de sutura 3/0 empleados habitualmente en cirugía bucal:

tres multifilamentos (seda, poliglactin 910 y ácido poliglicólico) y cinco monofilamentos (politetrafluoroetileno, polipropileno, poliéster, poliglecaptoprona 25 y polidioxanona). Para ello, sumergieron las muestras en saliva artificial y midieron sus propiedades mecánicas al inicio y tras 3, 7 y 14 días de exposición. Encontraron que tanto el ácido poliglicólico como el poliglactin 910 mostraron una disminución significativa de su resistencia con el tiempo de inmersión, mientras que la polidioxanona mantuvo un comportamiento óptimo y el politetrafluoroetileno fue el material más estable a lo largo de todo el período de estudio. Además, compararon dos técnicas de sutura y observaron que la sutura simple soporta casi el doble de carga antes de romperse en comparación con el punto de colchón horizontal.

Manfredinni et al. (2022) evaluó y comparó el comportamiento mecánico de ocho materiales de sutura comúnmente utilizados en cirugía oral, incluyendo polipropileno, poliglicólico rápido, seda, poliglicólido-co-caprolactona, poliglicólico estándar, poliamida, poliéster y fluoruro de polivinilideno. Se probaron tres tamaños diferentes para cada material y se evaluó la fuerza de rotura, el desprendimiento del hilo de la aguja y la respuesta del nudo después de ser sometidas a una fuerza de tensión. Los resultados mostraron que el poliglicólico rápido 3/0 proporcionó la resistencia máxima, mientras que el poliglicólido-co-caprolactona 5/0 mostró la resistencia más baja. Los calibres 3/0 y 4/0 mostraron diferencias no estadísticamente significativas en términos de desprendimiento del hilo de la aguja. La seda 3/0 mostró la mayor resistencia a la tensión después de atar el nudo, mientras que la seda 5/0 mostró la resistencia más baja.

Abellan et al. (2016) llevó a cabo una investigación in vitro en el que comparó las propiedades mecánicas de cinco materiales de sutura (copolímero de glicólido-e-caprolactona seda, poliamida, ácido poliglicólico y politetrafluoroetileno), de calibre 5/0 evaluando diferentes tipos de nudos y sumergidas en tres soluciones con distintos valores de pH. Los resultados indicaron que la carga de falla del nudo está influenciada por el material de sutura y

la configuración del nudo, pero no se ve afectada por condiciones físicas como el pH y la temperatura. El ácido poliglicólico, el copolímero de glicólido-e-caprolactona y la poliamida mostraron la mayor carga de falla, mientras que el politetrafluoroetileno mostró la más baja. Los hallazgos sugieren que se pueden desarrollar protocolos de sutura específicos para mejorar la seguridad del nudo.

Saravanakumar et al. (2018) realizó un estudio donde se evaluó la resistencia a la tracción de materiales de sutura quirúrgica absorbibles y no absorbibles en un entorno oral simulado. Se probaron 360 muestras de diferentes materiales (polidioxanona, catgut, ácido poliglicólico, seda negra, poliéster, polipropileno) y de calibre 3/0, 4/0 y 5/0. Cada tipo de hilo de sutura fue probado en condiciones secas y húmedas sumergido en saliva artificial en el primer día, séptimo día y catorceavo día después de la inmersión en saliva. Los resultados mostraron que el ácido poliglicólico 3/0 y el polipropileno 3/0 fueron los materiales más resistentes, mientras que el catgut 5/0 y la seda 4/0 mostraron un deterioro significativo en su resistencia a la tracción en 7 días. Estos resultados sugieren que el ácido poliglicólico y el polipropileno son ideales para cirugías periodontales que requieren suturas duraderas, mientras que el catgut y la seda son adecuados para procedimientos quirúrgicos menores.

Khiste et al. (2016) investigó la resistencia a la tracción de tres tipos de suturas quirúrgicas sintéticas absorbibles (poliglactin 910, ácido poliglicólico y poli(glicólido-co-e-caprolactona)) en calibres 4/0 y 5/0 durante 14 días en condiciones orales simuladas. Utilizaron un total de muestras de 210, los resultados mostraron que las suturas de calibre 4/0 mantuvieron su resistencia inicial durante las primeras 24 horas y fueron más resistentes que las de calibre 5/0. La sutura de ácido poliglicólico de calibre 4/0 mostró la mayor resistencia a la tracción hasta el día 10. A los 7 días, todas las suturas de calibre 4/0 mantuvieron su resistencia, con la sutura de ácido poliglicólico siendo significativamente más resistente que el poliglactin 910.

Abullais et al. (2020) realizó un estudio in vitro donde investigó cuatro tipos de materiales de sutura (seda, poliglactin 910, polipropileno y catgut crómico) y su respectiva resistencia a la tracción después de la exposición a diferentes bebidas (saliva, café, té y cola) durante 14 días. Los resultados mostraron que el té y la cola redujeron significativamente la resistencia a la tracción de algunos materiales de sutura en los primeros 3 días, lo que sugiere que estas bebidas pueden afectar la integridad de las suturas en el período postoperatorio temprano. Sin embargo, la seda y el polipropileno demostraron ser más resistentes y la resistencia a la tracción fue mejor que otros materiales en el día 7. Esto sugiere que estos materiales pueden ser más adecuados para procedimientos quirúrgicos que requieren una mayor resistencia a la tracción en el período postoperatorio. El estudio mostró que tanto el café como el té árabe causaron una disminución rápida y considerable en la resistencia a la tracción inicial de la seda, que es el tipo de hilo más comúnmente utilizado. Además, señaló que los materiales de sutura tienden a perder una cantidad significativa de resistencia a la tracción cuando se exponen a bebidas comunes consumidas en la cavidad bucal.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

- Comparar la resistencia a la tracción del nylon versus el ácido poliglicólico sumergidos en diferentes zumos de frutas nativas exóticas.

1.3.2. Objetivos específicos

- Evaluar la resistencia a la tracción del nylon y el ácido poliglicólico sin sumergirlos en zumos de camu y tumbo.
- Evaluar la resistencia a la tracción del nylon y el ácido poliglicólico sumergido en zumos de camu y tumbo al día 3.
- Evaluar la resistencia a la tracción del nylon y el ácido poliglicólico sumergido en zumos de camu y tumbo al día 7.

- Evaluar la resistencia a la tracción del nylon y el ácido poliglicólico sumergido en zumos de camu y tumbo al día 14.

1.4. Justificación

1.4.1. Justificación teórica

La resistencia a la tracción constituye una de las propiedades físicas más críticas de los hilos de sutura, pues determina su capacidad para mantener la aproximación de los bordes tisulares frente a las solicitaciones mecánicas propias del entorno oral (masticación, deglución, habla) y las fluctuaciones de pH inducidas por la dieta y la saliva. La fase proliferativa de la cicatrización, que se extiende hasta aproximadamente el día 14, requiere que el material conserve un porcentaje significativo de su fuerza inicial para prevenir dehiscencias y asegurar un soporte mecánico continuo durante la formación de la matriz.

Por ello, esta investigación se justifica en la necesidad de profundizar tanto en los fundamentos teóricos de la resistencia a la tracción como en su evaluación empírica bajo condiciones de pH ácido representativas del consumo de jugos de fruta. De este modo, se generará nueva evidencia que permitirá determinar qué material ofrece un desempeño mecánico más estable a lo largo de los primeros 14 días postoperatorios y, en consecuencia, optimizar la selección de suturas para mejorar los resultados clínicos en cirugía periodontal.

1.4.2. Justificación social

El presente estudio aporta un valor social y sanitario significativo al ámbito de la salud pública, al proporcionar criterios basados en evidencia para la selección de hilos de sutura en cirugía periodontal. Al identificar el material que mejor conserva su integridad mecánica en un entorno ácido, se facilita la prevención de complicaciones postoperatorias, como la dehiscencia de la herida y las infecciones bacterianas, lo que reduce la necesidad de intervenciones adicionales y contribuye a disminuir los costos y la carga del sistema de salud.

En consecuencia, una elección más informada del tipo de sutura no solo reduce la morbilidad asociada a las intervenciones periodontales (dolor, inflamación y discapacidad funcional), sino que también disminuye la carga económica para los sistemas de salud y para los propios pacientes, al acortar los tiempos de consulta, retorno sus actividades diarias con mayor prontitud, menor dependencia de cuidados postoperatorios prolongados y limitar la necesidad de reintervenciones.

Además, al mejorar la predictibilidad y la calidad del proceso de cicatrización, este estudio contribuye a elevar la satisfacción y el bienestar de las personas sometidas a procedimientos bucales, fortaleciendo la adherencia a las indicaciones posoperatorias y favoreciendo una recuperación más rápida y menos traumática. De este modo, los resultados de la investigación tienen el potencial de optimizar protocolos clínicos, fomentar el uso racional de recursos sanitarios y repercutiendo positivamente en el bienestar social y económico de la comunidad.

1.4.3. Justificación clínica

Este estudio podría servir como guía para los cirujanos dentistas a la hora de decidir los materiales de sutura que se utilizarán en determinadas zonas de la cavidad bucal ya que proporciona información importante sobre la resistencia a la tracción de las suturas y como puede influir negativamente las bebidas acidas en dicha característica. Por ende, tanto los pacientes como los profesionales serán beneficiados con los valores de resistencia a la tracción que se obtuvieron en la presente investigación y aumentar el éxito de las cirugías periodontales.

En el ámbito clínico, la elección óptima del hilo de sutura influye de manera directa en el éxito de los procedimientos periodontales. Una sutura con resistencia a la tracción adecuada y comportamiento predecible frente a la acidez bucal garantiza un cierre primario estable, minimiza la dehiscencia de los colgajos y reduce la inflamación local. Esto es especialmente crítico en intervenciones como los colgajos de acceso, las regeneraciones tisulares guiadas y

los injertos de tejido conectivo, donde la integridad del cierre determina la conservación de los injertos y la repoblación celular efectiva.

Además, disponer de datos comparativos sobre dos hilos que son utilizados en periodoncia permitirá a los clínicos fundamentar su elección en evidencia empírica, adaptándola a las características específicas de cada paciente y procedimiento. Al contar con protocolos basados en resultados objetivos de resistencia a la tracción se podrán estandarizar mejores prácticas, disminuir la variabilidad en los resultados clínicos y optimizar el tiempo de atención en consulta, reduciendo la necesidad de revisión o reemplazos de sutura.

1.5. Hipótesis

La resistencia a la tracción del ácido poliglicólico es mayor que el nylon sumergido en diferentes zumos de frutas exóticas nativas (tumbo y camu camu).

II. MARCO TEÓRICO

2.1. Bases teóricas sobre el tema de investigación

La piel, como el órgano más grande del cuerpo, desempeña un papel crucial en la protección contra infecciones. Sin embargo, una incisión quirúrgica en la piel rompe las barreras defensivas del organismo, aumentando el riesgo de infección. Para cerrar las heridas y unir los extremos, se utilizan diversos materiales, como hilos de sutura, grapas, adhesivos o pegamentos. Aunque, en general, las heridas cicatrizan correctamente en personas sanas, un porcentaje significativo de infecciones de la herida quirúrgica pueden ocurrir, especialmente durante los primeros catorce días posterior a la cirugía. De hecho, la mayoría de estas infecciones se presentan dentro de la primera semana y se diagnostican en un plazo de dos semanas (Dolci et al., 2008).

2.1.1. *Sutura*

En tiempos antiguos, los materiales que se utilizaban en cirugía oral eran muy diferentes a los que se conocen actualmente ya que en lugar de utilizar los hilos de sutura modernos, se usaban materiales de origen natural, que estuvieran a su alcance, como las fibras vegetales, tendones de animales o cabello humano, para unir los tejidos durante los procedimientos quirúrgicos en la cavidad bucal, sin embargo, no tenían las mismas características físicas y biológicas de las suturas contemporáneas, lo que conlleva a resultados de suturas menos precisas y menos eficaces en términos de cicatrización (Dunn et al., 2005).

La reacción del tejido ante un hilo de sutura sigue un proceso predecible. En el tercer día, el tejido epitelial comienza a invaginarse alrededor de la sutura, especialmente cuando se trata de hilos multifilamento. Al cuarto día, se presentan células inflamatorias. Para el séptimo día, la epitelización está casi completa, con la presencia de macrófagos y fibroblastos. Después de siete días, la degradación crónica persiste y se forma una cápsula fibrosa alrededor de la sutura no reabsorbible. En el caso de los hilos reabsorbibles, la inflamación dura hasta que el

material es reabsorbido. A los catorce días, el centro de la zona está cubierto por epitelio con una capa doble de células queratinizadas (Canales et al., 2013).

El United States Pharmacopeia (USP) es la organización que proporciona las definiciones y características de las propiedades físicas de los hilos de sutura (Bennett, 1988).

2.1.1.1. Propiedades físicas de los hilos de sutura. Son las siguientes propiedades:

A. Elasticidad. Es un fenómeno físico conocido por la capacidad del material para deformarse ante la acción de una fuerza externa y regresar a su forma inicial una vez que dicha fuerza desaparece. Este fenómeno es especialmente relevante cuando se presentan condiciones como el edema o efectos secundarios en una herida. La memoria, que está relacionada con la elasticidad, se refiere a la habilidad de la sutura para recuperar su forma original tras haber experimentado una deformación (Lituma, 2018).

B. Deformación. Es el alargamiento de la longitud inicial, que está vinculado a una reducción en el grosor del hilo de sutura. A medida que la fuerza externa aumenta en intensidad y duración, la sutura muestra un comportamiento (Bennett, 1988).

C. Resistencia a la tracción. Se refiere a la fuerza máxima que el hilo puede resistir bajo una carga longitudinal hasta su rotura total. El fracaso o fallo del hilo de sutura sucede cuando sobrepasa este límite, lo que provoca la ruptura de los enlaces secundarios, como los de Van der Waals y los puentes de hidrógeno, que están presentes entre las macromoléculas que constituyen la fibra (Bennett, 1988).

D. Calibre. Hace referencia al diámetro del hilo según la clasificación USP, que se representa mediante una serie de números arábigos, comenzando por el cero (0) y seguido de cualquier número mayor (por ejemplo: 2/0, 3/0, 4/0, etc.). Mientras aumenta el primer número, el hilo se vuelve más delgado. Los calibres más grandes que el cero se indican simplemente con los números 1, 2, 3, 4 (Byrne y Aly, 2019).

Cabe señalar que no todos los tamaños USP tienen el mismo diámetro para todos los hilos de sutura, esto se debe a que los tamaños de USP están relacionados con un rango de diámetro específico indispensable para producir una cantidad de resistencia a la tracción, pero en rango de diámetro varía con cada tipo de hilo de sutura (Bennett, 1988).

2.1.1.2. Propiedades de manejo de los hilos de sutura. Son las siguientes:

A. Plasticidad. Es la capacidad del material de sutura para retener su nueva longitud y forma deformadas, muchos materiales de sutura son elásticos, pero tienen poca plasticidad (Bennett, 1988).

B. Coeficiente de fricción. Es la característica que determina el nivel de fricción que el hilo genera al moverse a través de los tejidos, causando un posible daño. Los hilos monofilamentos tienen un coeficiente de fricción más bajo, mientras que algunos hilos multifilamento han sido recubiertos con materiales especiales durante su fabricación (Bennett, 1988).

2.1.1.3. Propiedades biológicas de los hilos de sutura. Se menciona lo siguiente:

A. Reacción histológica. Aunque un hilo de sutura es generalmente inerte, puede ocasionalmente generar una respuesta en el tejido donde se ha implantado. La intensidad de la reacción histológica va a depender de cuánto material fue utilizado y sus propiedades químicas, que en algunos casos pueden causar irritación. Además, los hilos de sutura multifilamentos tienden a provocar una mayor reacción en el tejido que los monofilamentos (Varma et al., 1981).

B. Adherencia bacteriana. La capacidad de los hilos de sutura para aceptar la adhesión y penetración de bacterias en su superficie y estructura interna facilita el desarrollo de infecciones. Esto se ve exacerbado en hilos de sutura entrelazados, donde las bacterias pueden colonizar las hendiduras y espacios entre los filamentos (Varma et al., 1981).

C. Reabsorción. Se refiere a la capacidad de algunos tipos de hilo de sutura que pueden ser de origen natural o sintético, se degradan a través de procesos bioquímicos como la digestión proteolítica y la hidrólisis. Las suturas naturales como el catgut son descompuestas por enzimas del organismo, mientras que las sintéticas se hidrolizan, permitiendo que el agua penetre y disuelva su estructura, esto permite una absorción controlada y segura (Henry y Tompson, 2025).

D. Capilaridad. La capacidad de absorción de fluidos es una característica clave en los hilos de sutura, ya que va a permitir el ingreso de los líquidos tisulares a través del filamento. Sin embargo, la capacidad de la sutura para contener los microorganismos y bacterias también tiene relación con la capilaridad. Los hilos multifilamento, en particular, tienen una mayor capilaridad, lo que los hace más propensos a permitir el paso de microorganismos y aumentar el riesgo de infección, especialmente en casos de contaminación. Por lo tanto, su uso se desaconseja en situaciones donde la infección es una preocupación (Bennett, 1988).

2.1.2. Clasificación de los hilos de sutura

2.1.2.1. Según su origen. Se pueden clasificar en naturales o sintéticas:

A. Naturales. Pueden ser inertes, de origen animal, entre ellos están el cobre, aleaciones de hierro, plata, titanio, tantalio y acero inoxidable o biológico, entre ellos el algodón, lino de origen vegetal (Koch y Friedrich, 2013).

B. Sintéticas. Son combinaciones de varios materiales, como las poliamidas, que, a través de distintos procesos e incluso utilizando nanotecnología, permiten obtener un material de sutura óptimo con propiedades adecuadas. Entre ellos están el nylon, ácido poliglicólico, poliglactin 910, polidioxanona, poliéster, propileno y polietileno (Koch y Friedrich, 2013).

2.1.2.2. Según su absorción. Se clasifican de acuerdo a su capacidad de absorción:

A. Absorbibles. Las suturas absorbibles son descompuestas por enzimas del cuerpo que degradan las hebras de la sutura. Las sintéticas absorbibles se hidrolizan cuando el agua penetra

gradualmente en los filamentos, provocando la degradación de la cadena del polímero por hidrólisis. En cuanto a las etapas de absorción de las suturas, la primera etapa se caracteriza por una disminución gradual de la resistencia a la tracción, mientras que la segunda etapa involucra una pérdida de masa. Una sutura puede perder su resistencia a la tracción y absorberse lentamente o mantener una resistencia adecuada mientras se absorbe rápidamente (Dunn et al., 2015).

B. No absorbibles. Las suturas no absorbibles no son digeridas ni hidrolizadas, y no se absorben; en su lugar, son encapsuladas por los fibroblastos del cuerpo. También existen versiones recubiertas o con agentes que mejoran el manejo, y algunas están teñidas con un colorante aprobado por la FDA para mejorar su visibilidad en los tejidos (Dunn et al., 2015).

2.1.2.3. Según sus filamentos. Según el número de hebras se pueden clasificar en:

A. Monofilamentos. Las suturas monofilamentos están compuestas de una sola hebra, como el Catgut, polidioxanona, nylon, polietileno, acero inoxidable, titanio, debido a su estructura simplificada, tienen menor resistencia al atravesar los tejidos, lo que las hace adecuadas para cirugía vascular. Se aconseja manejarlas con precaución al atarlas y manipularlas, ya que, si se comprimen, pueden formarse puntos débiles en el hilo que podrían provocar su ruptura (Dunn et al., 2015).

B. Multifilamentos. Los hilos de suturas con multifilamentos, como la seda, algodón, lino, ácido poliglicólico, poliglactina 910, nylon trenzado o alambre trenzado, están compuestas por varios filamentos torcidos o trenzados, lo que les otorga mayor fuerza de tracción, capacidad para anudar y flexibilidad. Este tipo de suturas también pueden tener un recubrimiento para facilitar el paso por el tejido con suavidad y mejorar las características de manipulación, estos hilos recubiertos son más usados en procedimientos de tejidos intestinales (Dunn et al., 2015).

2.1.3. Tipos de hilos de sutura

2.1.3.1. Nylon. Es un material no absorbible, tiene como estructura química a un polímero de poliamida, obtenido mediante síntesis química, se distingue por su bajo coeficiente de fricción, alta resistencia a la tracción y gran plasticidad. Además, provoca una respuesta inflamatoria mínima y no promueve el crecimiento bacteriano, lo que ayuda a evitar que se formen marcas de sutura, aunque a su vez puede ocasionar el corte de los bordes de la herida. Entre sus desventajas se encuentran la rigidez, que dificulta su manejo, y la menor confiabilidad de los nudos (Benito et al., 2020).

Se fabrica en versiones monofilamento y multifilamento, y está disponible en color azul, negro y verde, con medidas que van del 11-0 al 2. Se utiliza principalmente en microcirugía, cirugía plástica y cirugía vascular (Dunn et al., 2015).

2.1.3.2. Ácido poliglicólico. Es un material sintético, biodegradable, termoplástico y trenzado. Su síntesis se logra mediante la polimerización con la apertura del anillo del ácido glicólico. El ácido poliglicólico puede presentarse en una versión recubierta o revestida. Este recubrimiento facilita la formación de una estructura pseudo-monofilamento, lo que disminuye su propiedad de capilaridad y mejora el desplazamiento del nudo. Presenta una degradación lenta, que empieza luego de 10 a 15 días, y finaliza entre los 90 a 180 días (Canales et al., 2013).

2.1.4. Potencial de hidrógeno

El potencial de hidrógeno (pH) es una medida que indica el grado de acidez o alcalinidad de una medida que indica el grado de acidez o alcalinidad de una solución. Esta se expresa específicamente a través de la escala de pH, que va de 0 a 14. Desde un punto de vista químico, el pH se define como el logaritmo negativo en base 10 de la concentración de iones hidrógeno (H^+) presente en una solución, expresada en moles por litro. Matemáticamente, se representa mediante la fórmula: $pH = -\log[H^+]$. Esta escala permite determinar si una solución

es ácida ($\text{pH} < 7$), neutra ($\text{pH} = 7$) o básica ($\text{pH} > 7$), siendo un parámetro fundamental en numerosos procesos biológicos, químicos e industriales (Voet, 2006).

El término pH mide la concentración de iones hidrógeno en una solución, siendo inversamente proporcional: altas concentraciones de iones hidrógeno corresponden a un pH bajo, mientras que bajas concentraciones corresponden a un pH alto. La escala de pH va de 0 a 14 y se mide en unidades potenciométricas. Para mantener el equilibrio ácido-base, existen sistemas llamados "tampones" o "buffers" que evitan cambios significativos en la concentración de iones hidrógeno cuando se añaden ácidos o bases. Estos sistemas consisten en soluciones que contienen compuestos químicos que actúan como pares conjugados ácido-base, regulando el pH en los fluidos corporales de los organismos vivos (Voet, 2006).

El ambiente bucal es testigo de importantes variaciones de temperatura y pH debido a la ingestión de diversos alimentos y bebidas. En un estudio realizado por Hans et al. (2016) se observaron diferencias estadísticamente significativas en el pH salival medio al inicio y en distintos intervalos de tiempo después del consumo de cola, bebida de frutas, café y leche azucarada. Las bebidas líquidas parecen tener un tiempo de eliminación oral menor en comparación con los alimentos sólidos, pero mantienen un nivel de pH bajo durante un período más prolongado.

2.1.5. Zumos de frutas

2.1.5.1. Camu camu. El camu camu (*Myrciaria dubia*), originario de la amazonia latinoamericana, es rico en vitamina C. La cascara madura del camu contiene altas concentraciones de vitamina C, mientras que su pulpa es rica en antioxidantes, β -caroteno y vitamina C, lo que le confiere propiedades antimicrobianas, bacteriostáticas y regenerativas (Ardila, 2017).

El camu camu es excepcional y reconocido por su contenido masivo de ácido ascórbico, con aproximadamente 2700 mg de vitamina C por cada 100 gramos de fruto. Esto lo convierte

en un alimento nutricional excelente, superando al limón y la naranja en contenido de vitamina C. Además, es rico en otros nutrientes, como hierro y fósforo (Flores, 2017).

Los valores reportados de vitamina C en la pulpa varían entre 1410 y 2780 mg/100g de pulpa. El contenido de Vitamina C es 20 veces más que la naranja o 100 veces más que el limón (Arellano et al., 2016).

2.1.5.2. Tumbo. También conocido como curuba (*passiflora tripartita* var. *mollissima*), tiene como origen a los valles interandinos de América Latina, se encuentra en México, Bolivia, Colombia y Ecuador. La mayor cantidad de producción en el cultivo de esta especie y sus variedades están presentes en países como Colombia y Ecuador (Rojas et al., 2021).

El tumbo es una fruta recolectada principalmente en tres departamentos del Perú: Arequipa, Cusco y Moquegua, y se caracteriza por presentar un elevado contenido de polifenoles, con valores que oscilan entre 287,2 y 584,9 mg EAG/100 g. Estos niveles son considerablemente superiores en comparación con otras frutas andinas como la papaya de monte, el aguaymanto y el tomate de árbol. En contraste, los niveles de polifenoles en frutas como el cerezo proveniente de la región Cusco (zona suni), con 60 mg EAG/100 g, el de Arequipa (zona quechua), con 65 mg EAG/100 g, así como en el atún rojo, con 52 mg EAG/100 g, son notablemente inferiores. Estos datos resaltan el potencial antioxidante del tumbo, lo que podría tener implicancias relevantes tanto en el ámbito nutricional como en investigaciones biomédicas (Lopa et al., 2021).

III. MÉTODO

3.1. Tipo de investigación

Experimental *In vitro*, prospectivo, longitudinal y comparativo.

3.2. Ámbito temporal y espacial

La recolección de muestras fue realizada en el laboratorio de Operatoria dental de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Federico Villarreal y el análisis de resistencia a la tracción de las muestras se realizó en el Laboratorio HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE S.A.C. ubicado en Lima, en el año 2024. Un laboratorio que dispone de las instalaciones, equipos e instrumentos necesarios que se encuentran calibrados para realizar la ejecución del presente proyecto (Anexo E).

3.3. Variables

3.3.1. *Variable dependiente*

- Resistencia a la tracción

3.3.2. *Variable independiente*

- Hilos de sutura:
 - Nylon
 - Ácido poliglicólico
- Zumos de fruta nativas exóticas:
 - Camu camu
 - Tumbo
- Tiempos:
 - Basal
 - Día 3
 - Día 7
 - Día 14

3.3.3. Operacionalización de variables

VARIABLES	DEFINICIÓN	TIPO DE VARIABLE	INDICADOR	ESCALA	VALOR
Resistencia a la tracción	Fuerza máxima ejercida a un objeto previo a una rotura.	Cuantitativa	25cm/min Máquina de ensayo universal (5-15 N)	Razón / continua	Newton (N)
Hilos de sutura	Material utilizado para aproximar bordes de un corte que ayuda en la cicatrización.	Cualitativa	Tipo de hilo de sutura asignado	Nominal / dicotómica	- Nylon - Ác. Poliglicólico
Zumos de fruta	Líquido hecho a base de frutas que son obtenidos por presión.	Cualitativa	Frutas asignadas	Nominal / dicotómica	- Camu camu - Tumbo
Tiempos	Periodo determinado durante el que se desarrolla un acontecimiento o se realiza una acción.	Cualitativa	Días (reloj analógico)	Ordinal	- Basal - Día 3 - Día 7 - Día 14

3.4. Población y muestra

3.4.1. Población

La población de estudio fueron los hilos de sutura nylon y ácido poliglicólico de calibre 5/0.

3.4.2. Muestra

Para calcular la muestra se utilizaron los datos del estudio piloto (media y desviación estándar), utilizando la fórmula de comparación de medias, con un $\alpha=0.05$, $\beta=0.8$, la media del primer grupo fue de 0.12 N, media del segundo grupo fue de 0.79 N, desviación estándar del primer grupo fue de 0.25 N y la desviación estándar del segundo grupo fue de 0.1 N. El resultado arrojó un total de 4 muestras por grupo, sin embargo, se decidió aumentar a un promedio de $n=12$ por grupo. Haciendo un total de 192 especímenes.

Finalmente, todo el análisis fue realizado con el software Stata 17.0 (Anexo D).

3.4.3. Criterios de selección

3.4.3.1. Criterios de inclusión. Se detallan los siguientes criterios de inclusión:

- Hilos de sutura nylon de calibre 5/0 de una sola marca
- Hilos de sutura ácido poliglicólico de calibre 5/0 de una sola marca
- Empaques de hilos de sutura sellados y en perfectas condiciones

3.4.3.2. Criterios de exclusión. Se detallan los siguientes criterios de exclusión:

- Hilos de sutura de otros calibres
- Los hilos de sutura caducadas
- Empaques de hilos de sutura abiertos o dañados

3.5. Instrumentos

- Se utilizó una ficha de recolección de datos, en la cual se anotaron los valores numéricos que se obtenían de la resistencia a la tracción en los distintos tipos de muestras de los hilos de sutura hasta la fractura del hilo (Anexo C).

- Máquina de ensayo Mecánico Vernier digital LG CMT – 5L

3.6. Procedimientos

3.6.1. Recolección de información

Para la obtención de muestras primero se definió la distribución de los grupos. Las muestras seleccionadas se clasificaron en 16 grupos, cada grupo con 12 especímenes (Anexo B).

3.6.2. Obtención de suturas

En el presente estudio se utilizó la marca Tagum, el hilo de sutura nylon fue de color negro monofilamento, calibre 5/0, 1 aguja, 3/8 círculo cortante de 15 mm, hebra de 75 cm con código NN0848.G* y el ácido poliglicólico de calibre 5/0, 1 aguja, 3/8 círculo cortante de 20 mm, hebra de 70 cm, con código GS0824.J*.

Según la indicación del laboratorio y la prueba piloto que se realizó, el hilo de sutura debía tener una longitud mínima de 45 mm para evitar fallas al momento de realizar el ensayo, por ende, por cada hilo de sutura, se obtuvo un espécimen. Para obtener el total de los especímenes, se compraron 3 cajas de cada tipo de hilo de sutura ya que cada caja contenía 36 unidades.

3.6.3. Preparación de los zumos de fruta

La elaboración del zumo del camu camu, una fruta de la amazonia peruana, comenzó con el lavado de las frutas para la obtención del extracto con agua destilada por un tiempo de 60 segundos a temperatura ambiente (22°C), después se secó con papel absorbente y se procedió al retiró de la pulpa para posteriormente licuarlo sin agregar agua para no alterar sus propiedades ya que se podría alterar el grado de acidez de las frutas. Finalmente, el extracto se pasó por un papel filtro de nylon de 90 mm, marca Elicrom, para retener los restos de pulpa y obtener solo el zumo del camu camu, sin impurezas.

Para la elaboración del zumo del tumbo, una fruta que crece en la sierra peruana, el proceso fue similar, se lavó las frutas con agua destilada por 60 segundos a temperatura ambiente (22°C), se secó y luego se partió en dos para poder retirar la pulpa, posteriormente se licuo sin agregar agua y finalmente se pasó por un papel filtro de nylon de 90 mm, marca Elicrom, para obtener el zumo de la pulpa del tumbo.

Al finalizar la preparación de los zumos de fruta, se almacenaron en una refrigeradora a 21°C para evitar la descomposición y alteración de las propiedades de las frutas.

3.6.4. Preparación de especímenes

Las muestras se prepararon en la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Federico Villarreal, en el laboratorio de operatoria dental. Se rotularon los 16 frascos estériles con el nombre de cada grupo, luego se procedió a cortar la aguja de cada hilo de sutura para evitar daños al momento de la manipulación de los especímenes. Se abrieron los frascos estériles y en cada frasco se colocaron 12 especímenes, a cada frasco se le agregó 80 ml de su capacidad con cada tipo de zumo de fruta, ya sea tumbo o camu camu, según estaba indicado en la etiqueta del frasco. Solo a 4 frascos que correspondían al grupo inicial, no se le agregó ningún zumo de fruta ya que iba a ser medido directamente en la máquina de tracción.

Luego se enroscaron los frascos para almacenar las muestras en la refrigeradora y desacelerar la descomposición del zumo de fruta, a una temperatura de 17°C. Cada día se midió el grado del pH con un medidor de pH de bolsillo con código HI98103, marca Hanna Instruments, para evaluar que se mantuviera dentro del rango que fue de 2.7 a 3.5 de pH para así garantizar que el grado de acidez se mantuviera durante todo el proceso de la investigación, en caso salía del rango, se cambiaba nuevamente el zumo de fruta por uno recién extraído.

3.6.5. Ensayo de tracción

Se transportaron las muestras en un cooler con gel pack industrial Tippic, que es un material que mantiene temperaturas bajas al interior de un embalaje térmico, para mantener las

muestras a una temperatura de 17°C dentro del cooler y fueron trasladadas de manera cuidadosa para su análisis al laboratorio de ensayos High Technology Laboratory. Cada frasco fue enjuagado con agua estéril para posteriormente secar los especímenes colocándolo encima de un papel absorbente, una vez que los especímenes se encontraban secos, se colocaron uno por uno.

Cada espécimen se preparó con un nudo alrededor de dos postes metálicos que se instalaron en la máquina de ensayos mecánicos Vernier digital, de marca LG CMT – 5L con una distancia fija de 15 mm, en una velocidad de 25 cm/min. Cada muestra se estiro hasta el fallo y se registró la carga máxima en newton en la ficha de recolección de datos. Este paso del procedimiento se realizó cada día del tiempo evaluado que se estableció en el estudio, al día 3, 7 y 14.

3.7. Análisis de datos

El análisis descriptivo de los datos obtenidos fue presentado en tablas, en las cuales se detallan los valores de medios, desviación estándar, valor máximo y mínimo, correspondientes a cada grupo de hilo de sutura. Este análisis permitió caracterizar los resultados observados en cada una de las dimensiones de las variables estudiadas, facilitando la identificación de posibles diferencias estadísticas significativas entre los grupos comparados.

Para verificar la distribución de los datos, se aplicó la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. Una vez confirmada la normalidad en la distribución, se empleó la prueba t de Student para muestras independientes, con el propósito de contrastar la resistencia a la tracción entre los distintos grupos experimentales.

Asimismo, se utilizó un modelo de regresión lineal para analizar la influencia del tiempo de inmersión sobre la resistencia a la tracción de los hilos de sutura, permitiendo observar la tendencia de comportamiento de los materiales a lo largo de los distintos periodos evaluados.

El procesamiento de los datos se realizó inicialmente en una matriz de datos elaborada en Microsoft Excel, la cual facilitó la organización y estructuración de la información recopilada. Posteriormente, los datos fueron importados al software estadístico Stata, versión 17.0, donde se realizaron a cabo los análisis estadísticos correspondientes.

3.8. Consideraciones éticas

La presente investigación fue aprobada por el Comité de Ética en Investigación de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Federico Villarreal bajo el código de acta N°096-05-2024 (anexo F). Cabe resaltar que, debido a la naturaleza in vitro del estudio y al no involucrar la participación de seres humanos, no fue necesario aplicar los principios éticos relativos a investigaciones con personas, ni requerir consentimiento informado.

IV. RESULTADOS

Se llevó a cabo la evaluación de la resistencia a la tracción de dos tipos de hilos de sutura, los cuales fueron sumergidos en dos diferentes jugos de frutas de naturaleza ácida. Para la cuantificación de esta propiedad mecánica, los valores se expresaron en Newton.

El análisis estadístico incluyó medidas descriptivas como la media, desviación estándar, mediana, valores mínimos y máximos, permitiendo una caracterización precisa del comportamiento de cada grupo de hilos de sutura en las distintas condiciones evaluadas.

Asimismo, con el fin de determinar la distribución de los datos, se aplicó la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk, confirmando la distribución normal, por lo que se procedió al uso de pruebas paramétricas, como la prueba T de Student para muestras independientes, con el objetivo de comparar la resistencia a la tracción entre los diferentes grupos de hilos y medios de inmersión en los distintos tiempos evaluados.

Tabla 1

Valores de resistencia a la tracción del nylon versus ácido poliglicólico sumergidos en zumos de camu camu y tumbo en cuatro tiempos

Tiempo	Nylon		Ácido Poliglicólico		p*
	Camu Camu	Tumbo	Camu Camu	Tumbo	
Basal	8.94 ±0.17	8.97 ±0.41	12.23 ±0.40	12.21 ±0.18	>0.05
Día 3	8.18 ±0.28	7.73 ±0.23	11.96 ±0.18	11.75 ±0.31	>0.05
Día 7	7.89 ±0.22	7.28 ±0.10	11.56 ±0.23	11.57 ±0.42	>0.05
Día 14	7.94 ±0.08	7.24 ±0.19	11.28 ±0.42	11.20 ±0.34	>0.05

Nota. En la tabla se observan los valores expresados en Newton (N), se observó que entre el nylon y el ácido poliglicólico, el ácido poliglicólico es el hilo que tiene mayor resistencia a la tracción en los distintos tiempos de evaluación, $p > 0.05$. La resistencia a la tracción del ácido poliglicólico sumergido en el zumo de camu camu tuvo un promedio inicial de 12.23 ± 0.40 N;

al 3er día obtuvo un valor de 11.96 ± 0.18 N; al 7mo día 11.56 ± 0.23 N; al 14vo día 11.28 ± 0.42 N. La resistencia a la tracción del ácido poliglicólico sumergido en el zumo de tumbo tuvo un promedio inicial de 12.21 ± 0.18 N; al 3er día obtuvo un valor de 11.75 ± 0.31 N; al 7mo día 11.57 ± 0.42 N; al 14vo día 11.20 ± 0.34 N. La resistencia a la tracción del nylon sumergirlo en el zumo de camu camu tuvo un promedio inicial de 8.94 ± 0.17 N; al día 3 obtuvo un valor de 8.18 ± 0.28 N; al día 7, 7.89 ± 0.22 N; al día 14, 7.94 ± 0.08 N. La resistencia a la tracción del nylon sumergirlo en el zumo de tumbo tuvo un promedio inicial de 8.97 ± 0.41 N; al 3er día obtuvo un valor de 7.73 ± 0.23 N; al día 7, 7.28 ± 0.10 N; al día 14, 7.24 ± 0.19 N.

Tabla 2

Comparación de los valores de la resistencia a la tracción de los hilos de sutura en diferentes tiempos

		Media	Des. Est.	I.C. al 95%		p*
Basal	Nylon	8.9	0.31	8.82	9.09	<0.05
	Ac. Poliglicólico	12.22	0.30	12.09	12.35	
Día 3	Nylon	7.95	0.34	7.81	8.10	<0.05
	Ac. Poliglicólico	11.86	0.27	11.74	11.97	
Día 7	Nylon	7.59	0.35	7.44	7.73	<0.05
	Ac. Poliglicólico	11.57	0.33	11.42	11.71	
Día 14	Nylon	7.59	0.38	7.43	7.76	<0.05
	Ac. Poliglicólico	11.24	0.38	11.08	11.40	

Nota. Valores expresados en Newton (N). Al comparar entre los tiempos de inmersión entre el nylon y el ácido poliglicólico, se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$). En el tiempo basal, el ácido poliglicólico mostró una resistencia significativamente mayor (12.22 N) en comparación con el nylon (8.9 N). Al día 3 se observó una disminución en la resistencia de ambos, siendo más en el nylon (7.95 N). A pesar de la reducción, el ácido

poliglicólico mantuvo una resistencia superior (11.86 N). Al día 7 se evidencio una disminución progresiva en ambos materiales, el nylon se redujo a 7.59 N, mientras que el ácido poliglicólico disminuyó a 11.59 N. Al día 14, la resistencia a la tracción del nylon siguió disminuyendo hasta 7.59 N, mientras que el ácido poliglicólico también mostró una reducción a 11.24 N.

Tabla 3

Valores de la resistencia a la tracción de los hilos de sutura sumergidos en diferentes zumos de fruta

		Media	Desviación estándar	Intervalos de confianza al 95%		p*
Basal	Tumbo	10.59	1.68	9.88	11.30	0.988
	Camu camu	10.58	1.71	9.86	11.30	
Día 3	Tumbo	9.74	2.07	8.86	10.61	0.572
	Camu camu	10.07	1.94	9.25	10.89	
Día 7	Tumbo	9.43	2.21	8.49	10.36	0.618
	Camu camu	9.72	1.88	8.93	10.52	
Día 14	Tumbo	9.22	2.03	8.36	10.08	0.478
	Camu camu	9.61	1.72	8.88	10.34	

Nota. En el tiempo basal, no hay diferencias significativas entre los hilos sumergidos en zumo de tumbo (10.59 N) y los sumergidos en zumo de camu camu (10.58 N), lo que indica que ambos materiales inician con valores de resistencia similares ($p = 0.98$). En el día 3, se observó una disminución en la resistencia de los hilos en ambos medios, sin embargo, la diferencia sigue sin ser significativa ($p = 0.57$). En el día 7, continuo la disminución en la resistencia a la tracción en ambos grupos, sin embargo, no se observa diferencia estadísticamente significativa entre ambos ($p = 0.61$). En el día 14, se mantiene la reducción de la resistencia a la tracción, pero a pesar de la ligera diferencia, esta no es significativa ($p = 0.47$). Por ende, no existe

diferencia significativa entre el camu camu y tumbo en los cuatro tiempos de evaluación, esto sugiere que ambos zumos tienen un efecto degradador similar sobre los hilos de sutura.

Tabla 4

Regresión lineal de la resistencia a la tracción de los hilos de sutura sumergidos en dos zumos de fruta en cuatro tiempos

Variables	Resistencia a la tracción β Crudo	
	Coeficiente	IC 95 %
Tipo de sutura	-0.53	-2.12 a 1.05
Tipo de Fruta	0.93	0.32 a 1.53
Medición basal	0.23	-0.00 a 0.47
Día 3	0.36	0.05 a 0.68
Día 7	0.52	0.26 a 0.79
pH	-3.22	-5.53 a -0.90

Nota. Por cada unidad de variación que presenta el tipo de sutura, la resistencia a la tracción media disminuye - 0.53 unidades (IC del 95 %: -2.12 a 1.05), sin embargo, este resultado no es estadísticamente significativo ($p > 0.05$). Por cada unidad de variación que presenta el tipo de fruta utilizada, la resistencia a la tracción media incrementa 0.93 unidades (IC del 95 %: 0.32 a 1.53), estadísticamente significativo ($p < 0.05$). Respecto a la medición basal, la resistencia media de todos los tratamientos incrementa 0.23 unidades (IC del 95 %: -0.00 a 0.47), resultado no estadísticamente significativo ($p > 0.05$). Para el día 3, la resistencia promedio incrementa 0.36 unidades (IC del 95 %: 0.05 a 0.68), estadísticamente significativo ($p < 0.05$). Para el día 7, la resistencia a la tracción media incrementa 0.52 unidades (IC del 95 %: 0.26 a 0.79), estadísticamente significativo ($p < 0.05$). Importante señalar que, por cada unidad de variación del pH, la resistencia a la tracción media disminuye 3.22 unidades (IC del 95 %: -5.53 a -0.90) estadísticamente significativo ($p < 0.05$).

V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Para lograr la sinéresis de los tejidos bucales después de una cirugía, se realizan puntos con diferentes tipos de hilos de sutura para facilitar la cicatrización y evitar complicaciones.

En la cirugía periodontal, la elección adecuada de la técnica de sutura, la aguja quirúrgica, el diámetro del hilo, el tipo de hilo adecuado, son fundamentales para lograr una cicatrización óptima y por primera intención, evitando la dehiscencia de la sutura, una futura cicatriz e infecciones.

En ese sentido, la presente investigación tuvo como finalidad evaluar una de las propiedades mecánicas más relevantes de los hilos de sutura utilizados en procedimientos quirúrgicos: la resistencia a la tracción. Para ello, se seleccionaron dos tipos de suturas utilizadas en cirugía periodontal: nylon, un material no absorbible y ácido poliglicólico, un material absorbible. Ambos fueron expuestos a la acción de dos jugos provenientes de frutas nativas de la región (camu camu y tumbo) conocidos por su naturaleza ácida, con valores de pH de 3.3 y 2.8 respectivamente.

El propósito de emplear estos medios fue comprobar si la acidez de estos líquidos influye en el comportamiento mecánico de los hilos, específicamente en su capacidad de resistir la tracción. Las mediciones se realizaron en cuatro momentos clave: basal, día 3, día 7 y día 14, los cuales representan los intervalos habituales en los que las suturas permanecen en la cavidad bucal tras una intervención periodontal, antes de su retiro.

Este enfoque experimental permitió observar el comportamiento progresivo de los materiales bajo condiciones que simulan, en parte, el ambiente bucal, brindando así información valiosa para la selección adecuada de hilos de sutura en función de su desempeño mecánico a lo largo del tiempo.

El análisis de los datos estadísticos reveló que existe diferencia en la resistencia a la tracción del nylon versus el ácido poliglicólico, siendo el ácido poliglicólico el que posee mayor

resistencia a la tracción con un valor promedio inicial de 12.23 N a diferencia del nylon que presento un valor promedio inicial de 8.97 N. La aplicación de la prueba paramétrica t de Student confirma la existencia de la diferencia significativa entre los dos tipos de hilo de sutura en los cuatro tiempos evaluados, respaldada por un valor p inferior a 0,05.

Los resultados de la tabla 1, muestran que el ácido poliglicólico tiene una resistencia a la tracción significativamente mayor en comparación con el Nylon en todos los tiempos evaluados. Sin embargo, ambos materiales presentan una disminución progresiva de su resistencia a medida que aumenta el tiempo de inmersión. Esto sugiere que el ácido poliglicólico puede ser más adecuado en situaciones donde se requiere mayor resistencia inicial, aunque su degradación debe considerarse en función del tiempo de uso clínico.

Esto podría interpretarse como una ventaja inicial del ácido poliglicólico en términos de capacidad mecánica, lo que puede influir en la elección del material de sutura dependiendo de la aplicación clínica. Aunque ambos materiales sufren una degradación con el tiempo, la mayor resistencia inicial del ácido poliglicólico podría hacerlo más adecuada en escenarios donde se requiera una alta resistencia mecánica durante las etapas iniciales del proceso de cicatrización. Sin embargo, la elección del material también debe considerar otros factores como la biocompatibilidad y la respuesta tisular.

Los resultados de la tabla 2, muestran que la resistencia a la tracción de los hilos de sutura disminuye progresivamente con el tiempo en ambos medios (tumbo y camu camu). Sin embargo, la prueba estadística indica que no existe una diferencia significativa entre los dos medios en ninguno de los tiempos evaluados ($p > 0.05$). Se podría concluir que la composición química de estos jugos (como su pH, contenido de ácidos orgánicos, etc.) tiene un efecto degradador similar sobre los hilos. Esto sugiere que, en condiciones de exposición a medios ácidos, la degradación mecánica de los materiales es comparable, lo que puede ser relevante para evaluar su comportamiento en entornos biológicos.

La disminución progresiva en la resistencia a la tracción a lo largo del tiempo indica que la duración de la exposición a un medio agresivo es un factor crítico en la degradación de los hilos de sutura. Esta conclusión enfatiza la importancia de considerar el tiempo de inmersión (o exposición en el organismo) para evaluar la durabilidad y eficacia de los materiales de sutura

En el estudio de Chu y Moncrief (1968) mencionan que el pH del medio es otro factor importante que influyen en el rendimiento de las suturas absorbibles más que en el de las no absorbibles, y que una condición alcalina fuerte tendría un efecto más adverso sobre la resistencia de los materiales de sutura que los pH fisiológicos y ácidos.

Los resultados obtenidos en esta investigación concuerdan con estudios similares realizados por Saravanakumar et al. (2018), Abellán et al. (2016) y Khiste et al. (2013) ya que coinciden en la superioridad mecánica del ácido poliglicólico, caso respaldado también por Manfredini et al. (2022) al comparar distintos calibres en saliva artificial. Por su parte, Abullais et al. (2020) resaltan la influencia de factores extrínsecos como la dieta, higiene, consumo de tabaco o medicamentos, en la degradación del hilo en el entorno oral.

En el estudio de Saravanakumar et al. (2018) evaluaron la resistencia a la tracción de suturas absorbibles y no absorbibles, concluyendo que el ácido poliglicólico tuvo un mínimo deterioro y el catgut 5/0 mostró máximo deterioro de la resistencia a la tracción, mientras que, entre las suturas no absorbibles, la seda 4/0 mostró máximo deterioro de la resistencia a la tracción y el polipropileno 3/0 mostró mínimo deterioro.

En la investigación realizada por Abellan et al. (2016) mencionan que exponer los hilos de sutura a diferentes medios de pH no afectan la integridad del material de sutura. También mencionan que, de los 5 tipos de hilos de sutura, el ácido poliglicólico y la seda mostraron los valores más altos de resistencia, pero que el ácido poliglicólico fue el hilo de sutura que mostro el mayor valor de resistencia a la tracción en condiciones naturales y que tuvo una disminución significativa después de permanecer de 5 a 7 días.

En el estudio realizado por Khiste et al. (2013) se llevó a cabo una comparación entre tres tipos de hilos de sutura: ácido poliglicólico, poliglactina y poli (glicólido-co-ε-caprolactona). Los autores encontraron que el ácido poliglicólico presentó una resistencia a la tracción significativamente mayor en comparación con los otros dos materiales. Estos hallazgos coinciden con los resultados obtenidos en la presente investigación, en los que también se destaca la superioridad del ácido poliglicólico en cuanto a su comportamiento mecánico a lo largo del tiempo. Si bien los valores absolutos de resistencia a la tracción reportados por Khiste et al. (2013) son diferentes de los obtenidos en este estudio, ambos coinciden en la tendencia general que posiciona al ácido poliglicólico como el material con mejor desempeño. Esta discrepancia en los valores puede atribuirse a las diferencias metodológicas entre los estudios, especialmente en lo que respecta al medio y condiciones de inmersión. En el estudio de Khiste et al. (2013) las suturas fueron expuestas a saliva artificial y mantenidas en una incubadora a 37 °C, simulando de manera más específica las condiciones de la cavidad oral. Dichas condiciones pueden haber influido en la degradación de los materiales y, por tanto, en la medición de su resistencia mecánica.

Estas observaciones subrayan la importancia de considerar las condiciones experimentales al comparar resultados entre estudios, y refuerzan la necesidad de realizar investigaciones que simulen el entorno clínico de forma más precisa para mejorar la aplicabilidad de los hallazgos a la práctica odontológica.

En el estudio de Manfredini et al. (2022) se compararon 24 tipos de hilos de sutura, de calibre 3/0, 4/0 y 5/0, entre ellas se encontraba la seda y el ácido poliglicólico, en los resultados mencionan que la seda y el ácido poliglicólico mostraron mayor valor de resistencia a la tracción en el grupo de calibre 4/0 y 5/0 respectivamente. En este estudio los valores obtenidos en los resultados tampoco fueron similares, debido a que se sumergió en saliva artificial, con

un pH de 7.4, por ende, podríamos concluir que, con sustancias alcalinas, se afecta más la resistencia a la tracción que con sustancias acidas.

Con base en los resultados obtenidos en esta investigación, se puede concluir que el ácido poliglicólico representa una alternativa altamente favorable como material de sutura, debido a su superior resistencia a la tracción y su notable estabilidad mecánica a lo largo del tiempo. Estas características resultan especialmente relevantes en procedimientos quirúrgicos, ya que contribuyen a mantener la integridad de la herida durante las etapas críticas del proceso de cicatrización. La mayor durabilidad del hilo asegura un cierre efectivo y sostenido de los tejidos blandos, lo cual favorece una recuperación más predecible y reduce el riesgo de complicaciones postoperatorias. En consecuencia, el uso de ácido poliglicólico podría optimizar los resultados clínicos y mejorar la calidad del tratamiento ofrecido al paciente.

Al igual que en el presente estudio, varios autores han reportado que la resistencia a la tracción de los hilos de sutura disminuye progresivamente con el tiempo de inmersión en medios agresivos. Por ejemplo, Anyusha et al. (2022) encontraron que, en condiciones de exposición a soluciones ácidas, tanto suturas absorbibles como no absorbibles presentaban una degradación en sus propiedades mecánicas a lo largo de un período similar al que se evaluó (hasta 14 días). Esta similitud refuerza la idea de que el deterioro mecánico es un fenómeno esperado y dependiente del tiempo de exposición, independientemente del medio específico de inmersión.

Los resultados indican que el ácido poliglicólico presenta una resistencia a la tracción inicial superior a la del Nylon, aunque ambos materiales muestran una degradación progresiva con el tiempo. Este hallazgo es congruente con lo reportado por Abullais et al. (2020), ellos indicaron que es fundamental considerar las variables extrínsecas propias del paciente ya que pueden modular significativamente el comportamiento de los hilos de sutura en la cavidad oral. Factores como la composición de la dieta (ingesta frecuente de alimentos y bebidas ácidas o

alcalinas), hábitos de higiene bucal, consumo de tabaco y alcohol, así como la administración de medicamentos (antiácidos, antibióticos, antidepresivos, entre otros) pueden alterar el pH de la saliva y, en consecuencia, acelerar la degradación o disminuir la resistencia de tracción de los materiales de sutura.

Estas fluctuaciones en el entorno bioquímico oral no solo comprometen la integridad mecánica del hilo, sino que pueden traducirse en un cierre quirúrgico menos estable, mayor riesgo de dehiscencia y prolongación del proceso de cicatrización.

Aunque en la investigación no hubo diferencias significativas entre la influencia de los jugos de camu camu y tumbo, estudios como el de Anushya et al. (2022) y Saravanakumar et al. (2018) han explorado la influencia del pH y otros componentes químicos del medio en la degradación de las suturas.

Abellan et al. (2019) concluyeron que la acidez y la composición orgánica del medio pueden acelerar el proceso de degradación, aunque en su estudio no se encontraron diferencias marcadas entre distintos líquidos con características ácidas. Esta similitud con mis resultados sugiere que la variabilidad en la composición química entre los jugos evaluados no fue suficiente para generar diferencias significativas en la degradación de las suturas.

La importancia de estos resultados radica en su aplicación clínica en las cirugías periodontales e implantológicas, en guiar a los clínicos en la selección adecuada del tipo de hilo de sutura según la cirugía que desee realizar y en aconsejar que zumos de frutas se deben consumir con precaución cuando se realizan ese tipo de cirugías, donde es muy importante mantener los tejidos unidos para evitar complicaciones.

Las limitaciones del presente estudio fueron que, al ser una investigación *in vitro*, los datos obtenidos sobre de la resistencia a la tracción de los hilos de sutura podrían variar clínicamente ya que la saliva ayuda a regular el pH de la cavidad bucal, por su efecto buffer, por ende, el hilo de sutura no estaría bajo un grado de acidez constante, también podría influir

la temperatura de la cavidad bucal ya que los especímenes se mantuvieron bajo una temperatura de 17°C. Por ello, se recomienda que futuras investigaciones consideren la simulación de condiciones clínicas más realistas, tales como la presencia de saliva, variaciones de temperatura, cargas mecánicas masticatorias o incluso el pH bucal fluctuante. Al incorporar estos factores, los estudios podrían ofrecer resultados más precisos y aplicables a la práctica diaria del odontólogo. Esta aproximación permitiría una mejor comprensión del comportamiento real de los materiales de sutura en el entorno oral, contribuyendo así a una toma de decisiones más informada al momento de elegir el tipo de hilo más adecuado para cada procedimiento quirúrgico, optimizando la cicatrización y la durabilidad de las suturas en el paciente.

VI. CONCLUSIONES

6.1. Al realizar la comparación de la resistencia a la tracción entre los hilos de sutura se encontró que existe diferencia significativa en la resistencia a la tracción del nylon y ácido poliglicólico ($p < 0.05$). Siendo el nylon (8.9 N) el que presenta una resistencia a la tracción inicial inferior a la del ácido poliglicólico (12.22 N).

6.2. Se evidenció que al día 3 de sumergir los hilos en los zumos de fruta, la resistencia a la tracción del ácido poliglicólico obtuvo un promedio basal de 11.86 N que fue mayor que el nylon (7.95 N).

6.3. Se evidenció que al día 7 de sumergir los hilos en los zumos de fruta, la resistencia a la tracción del ácido poliglicólico obtuvo un promedio basal de 11.57 N que fue mayor que el nylon (7.59 N).

6.4. Se evidenció que al día 14 de sumergir los hilos en los zumos de fruta, la resistencia a la tracción del ácido poliglicólico obtuvo un promedio basal de 11.24 N que fue mayor que el nylon (7.59 N).

VII. RECOMENDACIONES

7.1. Se sugiere realizar estudios adicionales que evalúen otros tipos de hilos de sutura y otras características que también son fundamentales al momento de elegir los hilos de sutura, como lo es la reacción histológica o la adherencia bacteriana, con el fin de ampliar el conocimiento sobre su importancia clínica.

7.2. Se sugiere ampliar la investigación para incluir otros factores que puedan afectar la resistencia de los hilos, tales como las variaciones en la temperatura, otros parámetros ambientales, evaluación de otros medios simulados que representan condiciones fisiológicas reales (por ejemplo, fluidos corporales), estudios a largo plazo que permiten entender la evolución de la degradación más allá de los 14 días.

7.3. Se sugiere sumergir en otros tipos de zumos de fruta, como las de naturaleza alcalina que son la papaya, sandía o arándanos. También con líquidos que pueden ser utilizados con frecuencia después de las cirugías periodontales, como es el caso de los colutorios con clorhexidina.

7.4. Se recomienda a los profesionales que aconsejen a los pacientes de no ingerir con mucha frecuencia bebidas de naturaleza acida los primeros días post - exodoncia ya que influyen en la degradación del hilo y en la resistencia a la tracción.

VIII. REFERENCIAS

- Abellán, D., Nart, J., Pascual, A., Cohen, R. y Sanz, J. (2016). Physical and Mechanical Evaluation of Five Suture Materials on Three Knot Configurations: An in Vitro Study. *Polymers*, 8(4), 147. <https://doi.org/10.3390/polym8040147>
- Abullais, S., Alqahtani, N., Alkhulban, R., Alamer, S., Khan, A. y 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>
- Alamer, N., Alkhulban, R., Abullais, S., Ibrahim, W., Bhat, M. y Khan, M. (2019). In-vitro Comparison of Tensile Strength of Commonly Used Suture Materials for Oral and Periodontal Surgeries by simulating Oral Environment. *Annals of Medical and Health Sciences Research*, 9(6), 736-740.
- Anushya, P., Ganesh, S. y Jayalakshmi, S. (2022). Evaluation of tensile strength of surgical absorbable and nonabsorbable suture materials after immersion in different fruit juices: An: in vitro: study. *Journal of Advanced Pharmaceutical Technology & Research*, 13(1), S108-S111.
- Ardila, H. y Yunda, C. (2017). Camu camu (*Myrciaria dubia*) como posible alternativa productiva. *Revista Sistemas de Producción Agroecológicos*, 8(2), 68-90. <https://doi.org/10.22579/22484817.702>
- Arellano, E., Rojas, I. y Paucar, L. (2016). Camu-camu (*Myrciaria dubia*): Fruta tropical de excelentes propiedades funcionales que ayudan a mejorar la calidad de vida. *Scientia Agropecuaria*, 7(4), 433-443.
- Armas, K., Armas, B., Segura, L., Márquez, J. y Armas, K. (2009). Materiales de sutura quirúrgico. *Revista Archivo Médico de Camagüey*, 13(5).
- Arce, J., Palacios, A., Alvítez, D., Mendoza, G., Romero, P. y Mayta, F. (2019). Tensile

- strength of novel nonabsorbable PTFE (Teflon®) versus other suture materials: an in vitro study. *International Journal of Dentistry*, 7419708. <https://doi.org/10.1155/2019/7419708>
- Balamurugan, R., Mohamed, M., Pandey, V., Katikaneni, H. y Kumar, K. (2012). Clinical and histological comparison of polyglycolic acid suture with black silk suture after minor oral surgical procedure. *J Contemp Dent Pract*, 13(4), 521-7.
- Bennett, R. (1988). Selection of wound closure materials. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 18(4), 619-637.
- Benito, D., Janè, E., Estrugo, A., Princep, C., Moreno, J., Marí, A. y López, J. (2020). Adherencia bacteriana en los materiales de sutura de uso habitual en cirugía bucal. Revisión sistemática. *Avances en Odontoestomatología*, 36(1), 11-19. <https://dx.doi.org/10.4321/s0213-12852020000100002>
- Byrne, M. y Aly, A. (2019). The surgical suture. *Aesthetic surgery journal*, 39(2), 67-72.
- Canales, J., Espinoza, C. y Alarcón, M. (2013). Material de suturas en periodoncia e implantes. *Revista Estomatológica Herediana*, 23(3), 148-153.
- Cedillo, C., Quito, E. y Zhigui, J. (2022). Resistencia a la tracción del material de sutura para cirugía oral y periodontal: Una revisión narrativa. *Investigación, Sociedad y Desarrollo*, 11(10), e45111032393-e45111032393.
- Chu, C. y Moncrief, G. (1983). An in vitro evaluation of the stability of mechanical properties of surgical suture materials in various pH conditions. *Annals of surgery*, 198(2), 223–228. <https://doi.org/10.1097/00000658-198308000-00019>
- Das, A., Lahiri, B., Singh, P., Kumari, D., Mishra, D. y Bhushan, P. (2023). Assessment of the Impact of Commonly used Beverages on Durability of Suture Materials: An in Vitro Study. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 15(1), 447-450.
- Dolci, G., Ávila, M., Curiel, E., Gas, H., Sánchez, J., Domínguez, S., Lopez, J. y Castolo, M.

- (2008). Recomendaciones al paciente para el autocuidado de la herida quirúrgica. *CONAMED*, 13(1), 47-50.
- Dunn, D., Koch, R. y Friedrich, C. (2015). *Wound closure manual*. ETHICON Inc. https://anwresidency.com/simulation/guide/resources/Ethicon_Wound_Closure_manual.pdf
- Faris, A., Khalid, L., Hashim, M., Yaghi, S., Magde, T., Bouresly, W., Hamdoon, Z., Uthman, A., Marei, H. y Al-Rawi, N. (2022). Characteristics of Suture Materials Used in Oral Surgery: Systematic Review. *International dental journal*, 72(3), 278–287. <https://doi.org/10.1016/j.identj.2022.02.005>
- Flores, J. y Miranda, E. (2017). Factores que influyen en la rentabilidad económica de la producción del cultivo de camu camu en la selva peruana. *Revista Tzhoecoen*. 9(1), 94106.
- Gallini, G. y Pasqualini, M. (1988). Suturas en cirugía oral. *Attual Dent*, 4(20), 14–8.
- Hans, R., Thomas, S., Garla, B., Dagli, R. y Hans, M. (2016). Effect of Various Sugary Beverages on Salivary pH, Flow Rate, and Oral Clearance Rate amongst Adults. *Scientifica*, 5027283. <https://doi.org/10.1155/2016/5027283>
- Henry, M. y Thompson, J. (2005). *Cirugía clinical*. Elsevier Masson.
- Karabulut, R., Sonmez, K., Turkyilmaz, Z., Bagbanci, B., Basaklar, A. y Kale, N. (2010). An in Vitro and in Vivo Evaluation of Tensile Strength and Durability of Seven Suture Materials in Various pH and Different Conditions: An Experimental Study in Rats. *The Indian journal of surgery*, 72(5), 386–390. <https://doi.org/10.1007/s12262-010-0158-5>
- Khiste, S., Ranganath, V. y Nichani, A. (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>
- Koch, R. y Friedrich, C. (2013). *Manual Ethicon de cierre de heridas*. Ed. Somerville.

- Lituma, L. (2019). Resistencia de tracción de los hilos de sutura seda negra 3/0 y ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción. [Tesis de pregrado]. Universidad Alas Peruanas.
- Lopa, J., Valderrama, M., León, N., Lazo, L., Llerena, J., Ballón, C. y Guija-Poma, E. (2021). Evaluación de la capacidad antioxidante y compuestos bioactivos de tumbo (*Passiflora mollissima*) y cerezo (*Prunus serotina*). *Horizonte Médico*, 21(3), e1365.
- Maldonado, F., Muñoz, L., Quezada, M., Briones, M. y Urrutia, P. (2006). Reacción tisular a materiales de sutura no absorbibles en piel de equinos. *Archivos de medicina veterinaria*, 38(1), 63-67. <https://dx.doi.org/10.4067/S0301-732X2006000100009>
- Manfredini, M., Ferrario, S., Beretta, P., Farronato, D. y Poli, 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>
- Mangram, A., Horan, T., Pearson, M., Silver, L. y Jarvis, W. (1999). Guideline for Prevention of Surgical Site Infection, Centers for Disease Control and Prevention (CDC) Hospital Infection Control Practices Advisory Committee. *American journal of infection control*, 27(2), 97–96.
- Monsonís, B. (2013). *Abordaje en las heridas de difícil cicatrización*. [Trabajo de fin de grado, Universidad De Lleida]. Repositorio institucional de la facultad de Enfermería-ULleida. <https://repositori.udl.cat/server/api/core/bitstreams/002281d2-1b25-41a4-ba37-e154c5efb442/content>
- Monzón, J., Acuña, M., y Cuzziol, F. (2015). El pH salival como indicador de alteraciones en los tejidos periodontales. *Revista de la Facultad de Odontología*, 8(1), 7-20.
- Najarro, M. y Meneses, L. (2018). Estudio histológico comparativo de la reacción de los tejidos con suturas de seda negra, ácido poliglicólico y poliglactina 910 en mucosas orales de

- conejos [Tesis de pregrado]. Universidad Peruana Cayetano Heredia.
- Rojas, D., Calixto-Cotos, M. y Apaza, F. (2021). Aprovechamiento de los residuos del fruto de *Passiflora tripartita*. *Scientia Agropecuaria*, 12(3), 445-453.
- Saravanakumar, R., Mathew, M., Karthikeyan, I. y Sakthi Devi, S. (2018). Evaluation of Tensile Strength of Surgical Absorbable and Non-Absorbable Suture Materials-An In vitro Study. *SBV Journal of Basic, Clinical and Applied Health Science*, 2, 111–116.
<https://doi.org/10.5005/jp-journals-10082-01134>
- Taysi, A., Ercal, P. y Sismanoglu, S. (2021). Comparison between tensile characteristics of various suture materials with two suture techniques: An in vitro study. *Clinical oral investigations*, 25, 6393-6401.
- Van Heerden, J. (2005). Comparison of inflammatory response to polyglytone 6211 and polyglecaprone 25 in a rat model. *South African medical journal*, 95(12), 972–974.
- Varma, S., Johnson, L., Ferguson, H. y Lumb, W. (1981). Tissue reaction to suture materials in infected surgical wounds a histopathologic evaluation. *American journal of veterinary research*, 42(4), 563–570.
- Voet, V. (2006). *Bioquímica*. (3ª ed.). Panamericana.
- Vasanthan, A., Satheesh, K., Hoopes, W., Lucaci, P., Williams, K. y 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>
- Wikesjö, U., Nilvéus, R. y Selvig, K. (1992). Significance of early healing events on periodontal repair: a review. *Journal of periodontology*, 63(3), 158–165.
<https://doi.org/10.1902/jop.1992.63.3.158>

IX. ANEXOS

9.1. Anexo A

9.1.1. Matriz de consistencia

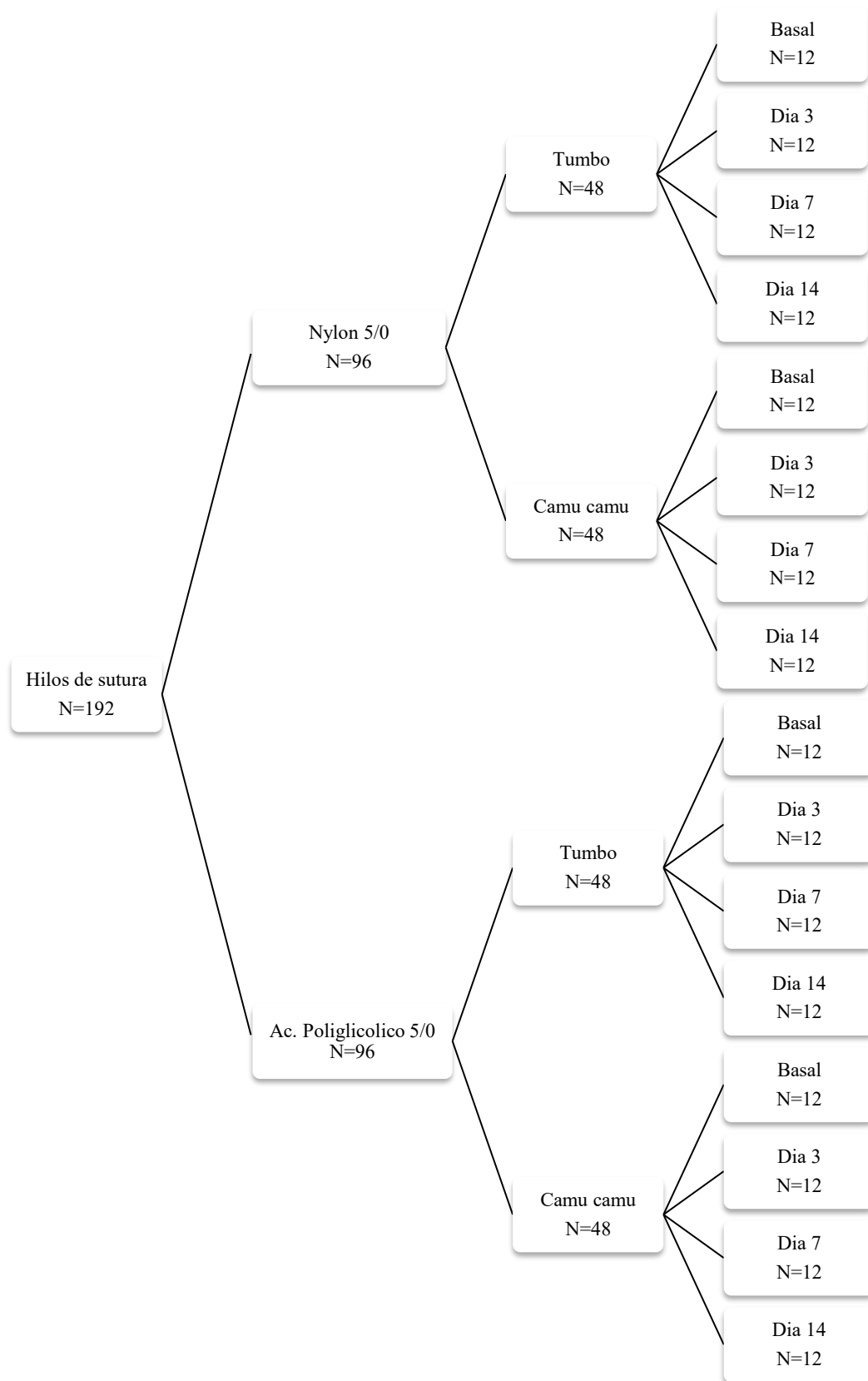
PROBLEMA	OBJETIVOS	VARIABLES	HIPÓTESIS	METODOLOGÍA
¿Cuál es la resistencia a la tracción del nylon versus ácido poliglicólico sumergidos en diferentes zumos de frutas exóticas nativas?	Objetivo General Comparar la resistencia a la tracción del nylon versus el ácido poliglicólico sumergidos en diferentes zumos de frutas nativas exóticas. Objetivos Específicos -Evaluar la resistencia a la tracción del nylon y el ácido	Variable independiente Resistencia a la tracción Variable dependiente -Tipo de hilo de sutura -Zumo de fruta -Tiempo	La resistencia a la tracción del ácido poliglicólico es mayor que la resistencia a la tracción del nylon sumergido en diferentes zumos de frutas exóticas	Tipo de estudio: Observacional, prospectivo, longitudinal, comparativo y correlacional Población y muestra: Para calcular la muestra se utilizaron los datos del estudio piloto, utilizando la fórmula de comparación de medias, con un $\alpha=0.05$, $\beta=0.8$, la media del primer grupo fue de 0.12, media del segundo grupo fue de 0.79, desviación estándar del primer

	poliglicólico sin sumergirlos en zumos de camu camu y tumbo. -Evaluar la resistencia a la tracción del nylon y el ácido poliglicólico sumergido en zumos de camu camu y tumbo al 3er día. -Evaluar la resistencia a la tracción del nylon y el ácido poliglicólico sumergido en zumos de camu camu y tumbo al 7mo día. -Evaluar la resistencia a la tracción del nylon y el ácido poliglicólico sumergido en		nativas (tumbo y camu camu)	grupo fue de 0.25 y la desviación estándar del segundo grupo fue de 0.1. El resultado arrojó un total de 4 muestras por grupo, sin embargo, se decidió aumentar a un promedio de $n=12$ por grupo. Haciendo un total de 192 especímenes. Finalmente, todo el análisis fue realizado con el software Stata 17.0. Análisis de datos: El análisis descriptivo de los datos fue presentado en tablas mostrando las medias, desviación estándar, máximo y mínimo por cada grupo de hilo de sutura; con el fin de determinar diferencias estadísticamente significativas entre cada una de las medidas observadas.
--	--	--	------------------------------------	--

	zumos de camu camu y tumbo al 14vo día.			Para determinar la distribución de datos se utilizó la prueba de normalidad de Shapiro Wilk. Al comprobar que los datos obtenidos seguían una distribución normal, se procedió a utilizar la prueba de t de student. Finalmente se utilizó la regresión lineal para determinar la influencia de los distintos periodos de tiempo evaluados sobre la resistencia a la tracción.
--	--	--	--	--

9.2. Anexo B

9.2.1. Diagrama de distribución de grupos



9.4. Anexo D

9.4.1. Resultados de la prueba piloto

```
. power twomeans 0.12 0.79, sd1(0.25) sd2(0.10)
```

```
Performing iteration ...
```

```
Estimated sample sizes for a two-sample means test  
Satterthwaite's t test assuming unequal variances
```

```
H0: m2 = m1   versus   Ha: m2 != m1
```

```
Study parameters:
```

```
alpha =    0.0500
power =    0.8000
delta =    0.6700
  m1 =    0.1200
  m2 =    0.7900
  sd1 =    0.2500
  sd2 =    0.1000
```

```
Estimated sample sizes:
```

```
      N =          8
N per group =       4
```

9.5. Anexo E

9.5.1. Certificado de calibración



Certificado de Calibración

LFP - C - 044 - 2024

Laboratorio de Fuerza, Torque y Presión

Consistente con las capacidades de medida y
Calibración (CMC – MRA)

Página 1 de 4

Expediente	1052981
Solicitante	HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE S.A.C.
Dirección	Jirón Nepentás 364 urb. san silvestre San Juan de Lurigancho
Instrumento de Medición	MAQUINA DE ENSAYO UNIAXIAL
Intervalo de Indicaciones	0 N a 5 000 N
Resolución	0,01 N
Marca	NO INDICA
Modelo	CMT-5L
Número de Serie	7419
Procedencia	NO INDICA
Clase de Exactitud	NO INDICA
Fecha de Calibración	2024-04-25

Este certificado de calibración documenta la trazabilidad a los patrones nacionales, que realizan las unidades de medida de acuerdo con el Sistema Internacional de Unidades (SI)

Este certificado es consistente con las capacidades que se incluyen en el Apéndice C del MRA elaborado por el CIPM. En el marco del MRA, todos los institutos participantes reconocen entre sí la validez de sus certificados de calibración y medición para las magnitudes, alcances e incertidumbres de medición especificados en el Apéndice C (para más detalles ver <http://www.bipm.org>).

This certificate is consistent with the capabilities that are included in Appendix C of the MRA drawn up by the CIPM. Under the MRA, all participating institutes recognize the validity of each other's calibration and measurement certificates for the quantities, ranges and measurement uncertainties specified in Appendix C (for details see <http://www.bipm.org>).

Este certificado de calibración sólo puede ser difundido completamente y sin modificaciones. Los extractos o modificaciones requieren la autorización de la Dirección de Metrología del INACAL.
Certificados sin firma digital y sello carecen de validez.



Firmado digitalmente
por DE LA CRUZ
SANCHEZ Alfonso FAU
20600293075.pdf
2024-04-25 17:38:27

Dirección de Metrología



Firmado digitalmente
por SANCHEZ AVILES
Ricardo Alfonso FAU
20600293075.pdf
2024-04-26 17:38:27

Dirección de Metrología

Instituto Nacional de Calidad - INACAL
Dirección de Metrología
Calle Las Camelias N° 817, San Isidro, Lima – Perú
Tel.: (01) 640-8820 Anexo 1507
Email: metrologia@inacal.gob.pe
Web: www.inacal.gob.pe





Certificado de Calibración

LFP - C – 044 – 2024

Consistente con las capacidades de medida y
Calibración (CMC – MRA)

Laboratorio de Fuerza, Torque y Presión

Página 2 de 4

Método de Calibración

Método de comparación tomando como referencia la Norma ISO 7500-1 "Metallic materials- Verification of static uniaxial testing machines"

Lugar de Calibración

ÁREA DE MATERIA Y CALIBRACIÓN II
CALLE NEPENTAS 364 URB. SAN SILVESTRE, SAN JUAN DE LURIGANCHO - LIMA

Condiciones Ambientales

	Inicial	Final
Temperatura	24,2°C	24,9°C

Patrones de referencia

Trazabilidad metrológica	Patrón de medición	Documento de calibración
Patrón de referencia del Centro Nacional de Metrología de México (CENAM)	Transductor de Fuerza LFP 02 015 Clase 0,5	CNM-CC-720-383/2022 DE :2022-11-04

Observaciones

Con fines de identificación se ha colocado una etiqueta autoadhesiva de color verde INACAL-DM.

Certificado de Calibración

LFP - C – 044 – 2024

Consistente con las capacidades de medida y
Calibración (CMC – MRA)

Laboratorio de Fuerza, Torque y Presión

Página 3 de 4

Resultados de Medición

Dirección de Carga : Tracción

Indicación de Fuerza de la Máquina de Ensayo		Indicación de Fuerza por el Indicador de Fuerza (N)						Error de medición
(N)	(N)	1ª Serie Acelerado	2ª Serie Constante	3ª Serie Retenido	4ª Serie Desacelerado	5ª Serie Retenido	Promedio	
(N)	(N)	(N)	(N)	(N)	(N)	(N)	(N)	(N)
10	500,00	498,85	498,88	498,18	-----	-----	497,30	2,70
20	1 000,00	997,59	998,25	990,73	-----	-----	994,52	5,48
30	1 500,00	1 498,98	1 498,15	1 494,81	-----	-----	1 495,98	4,02
40	2 000,00	1 998,48	1 999,18	1 990,30	-----	-----	1 994,98	5,02
50	2 500,00	2 494,54	2 498,89	2 494,38	-----	-----	2 495,94	4,06
60	3 000,00	2 994,12	2 998,64	2 992,45	-----	-----	2 995,07	4,93
70	3 500,00	3 494,87	3 499,68	3 492,83	-----	-----	3 495,73	4,27
80	4 000,00	3 990,96	3 999,31	3 993,30	-----	-----	3 994,52	5,48
90	4 500,00	4 491,47	4 498,31	4 494,14	-----	-----	4 494,64	5,36
98	4 800,00	4 790,20	4 798,04	4 789,70	-----	-----	4 792,65	7,35

Errores Encontrados del Sistema de Medición de Fuerza

Indicación de Fuerza		Errores de Medición por el Indicador de Fuerza (%)					Incertidumbre de medición u (%) ±1
(N)	(N)	Indicador	Repetibilidad	Reproducibilidad	Errores Relativos	Errores Acelerados	
(N)	(N)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%) ±1
10	500,00	0,54	0,54	-----	0,20	-----	0,42
20	1 000,00	0,55	0,69	-----	0,10	-----	0,47
30	1 500,00	0,27	0,15	-----	0,07	-----	0,24
40	2 000,00	0,25	0,45	-----	0,05	-----	0,34
50	2 500,00	0,18	0,18	-----	0,04	-----	0,25
60	3 000,00	0,16	0,21	-----	0,03	-----	0,25
70	3 500,00	0,12	0,20	-----	0,03	-----	0,25
80	4 000,00	0,14	0,21	-----	0,03	-----	0,25
90	4 500,00	0,12	0,15	-----	0,02	-----	0,23
98	4 800,00	0,15	0,17	-----	0,02	-----	0,24
Error relativo de cero f_0		0,09					

Clase de la escala de la máquina	Valores de los errores % según Anexo C de la ISO 7500-1				
	Indicador	Repetibilidad	Reproducibilidad	Errores Relativos	Error f_0
	α	β	γ	δ	
0,1	$\leq 0,5$	0,5	$\leq 0,75$	0,25	$\leq 0,05$
1	$\leq 1,0$	1,0	$\leq 1,5$	0,5	$\leq 0,1$
2	$\leq 2,0$	2,0	$\leq 3,0$	1,0	$\leq 0,2$
3	$\leq 3,0$	3,0	$\leq 4,5$	1,5	$\leq 0,3$

N = newton

La estimación de la incertidumbre fue realizada según el anexo C de la ISO 7500-1.



Certificado de Calibración

LFP - C – 044 – 2024

Consistente con las capacidades de medida y
Calibración (CMC – MRA)

Laboratorio de Fuerza, Torque y Presión

Página 4 de 4

Incertidumbre

La incertidumbre reportada en el presente certificado es la incertidumbre expandida de medición que resulta de multiplicar la incertidumbre estándar combinada por el factor de cobertura $k=2$. La incertidumbre fue determinada según la "Guía para la Expresión de la Incertidumbre en la Medición", segunda edición, julio del 2001 (Traducción al castellano efectuada por Indecopi, con autorización de ISO, de la GUM, "Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement", corrected and reprinted in 1995, equivalente a la publicación del BIPM JCGM:100 2008, GUM 1995 with minor corrections "Evaluation of Measurement Data - Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement"). La incertidumbre expandida de medición fue calculada a partir de los componentes de incertidumbre de los factores de influencia en la calibración. La incertidumbre indicada no incluye una estimación de variaciones a largo plazo.

Recalibración

Los resultados son válidos en el momento de la calibración. Al solicitante le corresponde disponer en su momento la ejecución de una recalibración, la cual está en función del uso, conservación y mantenimiento del instrumento de medición o a reglamentaciones vigentes.

DIRECCION DE METROLOGIA

El Servicio Nacional de Metrología (actualmente la Dirección de Metrología del INACAL), fue creado mediante Ley N° 23660 el 6 enero de 1983 y fue encomendado al INDECOPI mediante Decreto Supremo DS-024-93 ITINCI.

El 11 de julio 2014 fue aprobada la Ley N° 30224 la cual crea el Sistema Nacional de Calidad, y tiene como objetivo promover y garantizar el cumplimiento de la Política Nacional de Calidad para el desarrollo y la competitividad de las actividades económicas y la protección del consumidor.

El Instituto Nacional de Calidad (INACAL) es un organismo público técnico especializado adscrito al Ministerio de Producción, es el cuerpo rector y autoridad técnica máxima en la normativa del Sistema Nacional de la Calidad y el responsable de la operación del sistema bajo las disposiciones de la ley, y tiene en el ámbito de sus competencias: Metrología, Normalización y Acreditación.

La Dirección de Metrología del INACAL cuenta con diversos Laboratorios Metrológicos debidamente acondicionados, instrumentos de medición de alta exactitud y personal calificado. Cuenta con un Sistema de Gestión de la Calidad que cumple con las siguientes Normas internacionales vigentes ISO/IEC 17025; ISO 17034; ISO/IEC 17043; ISO 27001 e ISO 37001; con lo cual se constituye en una entidad capaz de brindar un servicio integral, confiable y eficaz de aseguramiento metrológico para la industria, la ciencia y el comercio brindando trazabilidad metrológicamente válida al Sistema Internacional de Unidades SI y al Sistema Legal de Unidades de Medida del Perú (SLUMP).

La Dirección de Metrología del INACAL cuenta con la cooperación técnica de organismos metrológicos internacionales de alto prestigio tales como: el Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) de Alemania; el Centro Nacional de Metrología (CENAM) de México; el National Institute of Standards and Technology (NIST) de USA; el Centro Español de Metrología (CEM) de España; el Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI) de Argentina; el Instituto Nacional de Metrología (INMETRO) de Brasil; entre otros.

LABORATORIO DE FUERZA Y PRESIÓN - LFP

Diversos servicios del Laboratorio de Fuerza y Presión cuentan con el reconocimiento internacional ya que están incluidos en el Apéndice C, dentro del marco del Acuerdo de Reconocimiento Mutuo internacional (MRA) del Comité Internacional de Pesas y Medidas (CIPM) conforme puede verse en la base de datos internacional del Bureau International des Poids et Mesures BIPM ingresando a este enlace

<https://www.bipm.org/kcdb/cmo/search?domain=PHYSICS&areaid=4&keywords=inacal&specificPart.branch=1&specificPart.service=1&specificPart.subService=1&specificPart.individualService=1&countries=1&publicDateFrom=&publicDateTo=&unit=1&minValue=&maxValue=&minUncertainty=&maxUncertainty=>

Concordantemente todos estos servicios tienen su Sistema de Calidad aprobado por el Quality System Task Force (QSTF) que es el grupo encargado de evaluar los Sistemas de Calidad de los Institutos Nacionales de Metrología INMs del Sistema Interamericano de Metrología (SIM).



LABORATORIO DE CALIBRACIÓN ACREDITADO POR EL
ORGANISMO DE ACREDITACIÓN INACAL – DA
CON REGISTRO N° LC - 022



CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN N° CL-143-2024

Página 1 de 3

Fecha de emisión: 2024-08-10

Expediente: 2458-2024

SOLICITANTE : HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE S.A.C.
Dirección : JR. NEPENTAS NRO. 364 URB. SAN SILVESTRE SAN
JUAN DE LURIGANCHO-LIMA - LIMA

UNIDAD BAJO PRUEBA : PIE DE REY
Marca : MITUTOYO
Modelo : CD-8" ASX
Cód. fábrica : 500-197-30
Número de serie : B23082834
Cód. de identificación : No indica
Ubicación : No indica
Alcance Indic. : 0 mm a 200 mm;
0 in a 8 in
Resolución : 0,01 mm; 0,0005 in
Tipo de Indicación : Digital
Procedencia : Japón

DE LA CALIBRACIÓN

Fecha : 2024-08-10
Lugar : Laboratorio de Calibración de UNIMETRO S.A.C.
Método : Según el PC-012 Procedimiento de calibración de pie de rey Sta. Edición, Agosto 2012, SNM-INDECOP.

RESULTADO DE LAS MEDICIONES

Los resultados de las mediciones efectuadas se muestran en la página 02 del presente documento.

La incertidumbre de la medición que se presenta esta basada en una incertidumbre estándar multiplicado por un factor de cobertura $k=2$, el cual proporciona un nivel de confianza de aproximadamente 95 %.

TRAZABILIDAD

Los resultados de la calibración tienen trazabilidad a los patrones de referencia del Laboratorio Nacional y/o laboratorios acreditados, en concordancia con el Sistema Internacional de Unidades de Medida (SI).

Trazabilidad	Patrón utilizado	Certificado de Calibración
Patrones de referencia del INACAL-DM	Bloques Patrón de Longitud IL-04	LLA-C-003-2023 - INACAL-DM
	Varillas Cilíndricas IL-15	LLA-200-2023 - INACAL-DM
	Anillo Patrón IL-14	LLA-174-2023 - INACAL-DM



Firmado digitalmente por
INGA CHUCOS
MOISÉS ADOLFO
RIR 10020315 hand
Fecha: 2024.08.10
13:09:33 -05'00'

MOISÉS ADOLFO INGA CHUCOS
INGENIERO FÍSICO
CIP N° 137294



PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN PARCIAL O TOTAL DE ESTE DOCUMENTO SIN AUTORIZACIÓN ESCRITA DE UNIMETRO S.A.C.



LABORATORIO DE CALIBRACIÓN ACREDITADO POR EL
ORGANISMO DE ACREDITACIÓN INACAL – DA
CON REGISTRO N° LC - 022



Registro N° LC - 022

Página 2 de 3

Certificado de Calibración N° CL-143-2024

CONDICIONES AMBIENTALES

Temperatura	20,0 °C ± 2,0 °C
-------------	------------------

RESULTADOS DE MEDICIÓN

ERROR DE REFERENCIA INICIAL (I): 0 µm

ERROR DE INDICACIÓN DEL PIE DE REY PARA MEDICIÓN DE EXTERIORES

VALOR PATRÓN (mm)	PROMEDIO DE INDICACIÓN DEL PIE DE REY (mm)	ERROR (µm)
0,000	0,000	0
50,000	50,000	0
100,000	99,997	-3
149,999	149,994	-5
199,999	199,997	-2

VALOR PATRÓN (mm)	ERROR DE CONTACTO DE LA SUPERFICIE PARCIAL (E) (µm)
150,00	10

VALOR PATRÓN (mm)	ERROR DE REPETIBILIDAD (R) (µm)
150,00	10

VALOR PATRÓN (mm)	ERROR DE CAMBIO DE ESCALA DE EXTERIORES A INTERIORES (S ₁₀) (µm)
20,00	-3

VALOR PATRÓN (mm)	ERROR DE CAMBIO DE ESCALA DE EXTERIORES A PROFUNDIDAD (S ₁₀) (µm)
20,00	-3

VALOR PATRÓN (mm)	ERROR DE CONTACTO LINEAL (L) (µm)
9,98	10

VALOR PATRÓN (mm)	ERROR DE CONTACTO DE SUPERFICIE COMPLETA (J) (µm)
20,00	0

VALOR PATRÓN (mm)	ERROR DEBIDO A LA DISTANCIA DE CRUCE DE LAS SUPERFICIES DE MEDICIÓN PARA MEDICIÓN DE INTERIORES (K) (µm)
5,00	0

Incertidumbre del error de indicación del pie de rey: $[(10,94^2 + 0,007^2 * L^2)]^{1/2} \mu\text{m}$

L: indicación del pie de rey expresado en milímetros

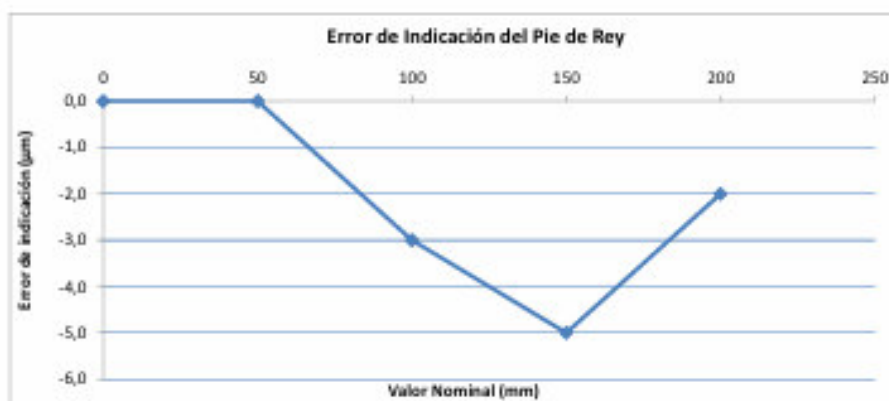
Nota 1: Error de indicación del pie de rey para medición de interiores = Error de indicación de exteriores + Error de cambio de escala de exteriores a interiores (Si-0)

Nota 2: Error de indicación del pie de rey para medición de profundidad = Error de indicación de exteriores + Error de cambio de escala de exteriores a profundidad (Se+r).

Nota 3: El instrumento tiene un error máximo permisible de $\pm 30 \mu\text{m}$, según norma DIN 862-1988.

OBSERVACIONES

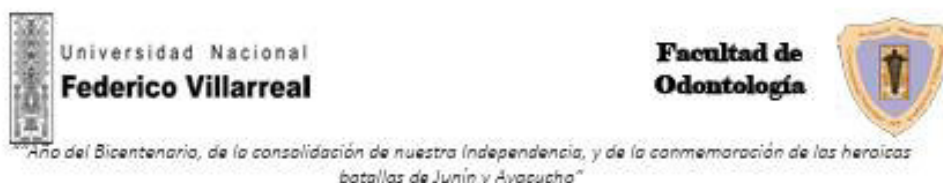
- Se colocó una etiqueta autoadhesiva con la indicación "CALIBRADO" en el instrumento.



FOLIO DEL DOCUMENTO

9.6. Anexo F

9.6.1. Acta de aprobación del proyecto de investigación



COMITÉ DE ÉTICA EN INVESTIGACIÓN

ACTA DE APROBACIÓN DE PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

N°096-05-2024

Los miembros del Comité de Ética de Investigación de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Federico Villarreal integrado por la Mg. Carmen Rosa García Rupaya en calidad de Presidenta, Dr. Daniel Augusto Alvítez Temoche en calidad de miembro y Mg. Nimia Peltroche Adrianzen en calidad de miembro, se reunieron virtualmente para evaluar a solicitud del Director de la Unidad de Investigación, Innovación y Emprendimiento, el Proyecto de Investigación:

Título: "RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE DOS TIPOS DE HILOS DE SUTURA NYLON Y ACIDO POLIGLICOLICO PREVIO A LA INMERSIÓN DE SALIVA ARTIFICIAL"

Investigador: Bachiller MAMANI SALINAS TANIA KARLA PATRICIA

Código de inscripción: 096-05-2024

Proyecto de investigación: versión última de fecha 28 de mayo de 2024

Luego de verificar el cumplimiento de los requisitos establecidos en el proyecto presentado por el bachiller Tania Mamani, y de acuerdo al Reglamento del Comité de Ética de la Universidad Nacional Federico Villarreal (Resolución R.N.° 6437-2019-UNFV) se concluye en el siguiente calificativo: **Favorable con Aprobación**

La aprobación considera el cumplimiento de los estándares de la Facultad y de la Universidad, los lineamientos científicos y éticos, el balance riesgo/beneficio y la capacitación del equipo de investigación. En el caso de participación de seres humanos la confidencialidad de los datos y el ejercicio de la autonomía mediante la aplicación del consentimiento informado.

Los miembros del Comité de Ética suscribimos el presente documento:

Lima 02 de julio de 2024

Mg. Carmen Rosa García Rupaya
Presidenta
Comité de Ética en Investigación

Mg. Nimia Peltroche Adrianzen
Miembro
Comité de Ética en Investigación

Dr. Daniel Alvítez Temoche
Miembro
Comité de Ética en Investigación

9.7. Anexo G

9.7.1. Evidencia fotográfica



Imagen 1: Materiales usados: fruta de camu camu y tumbo; hilo de sutura nylon y ácido poliglicólico calibre 5/0.



Imagen 2: Clasificación de especímenes según los grupos asignados, previo corte de aguja.

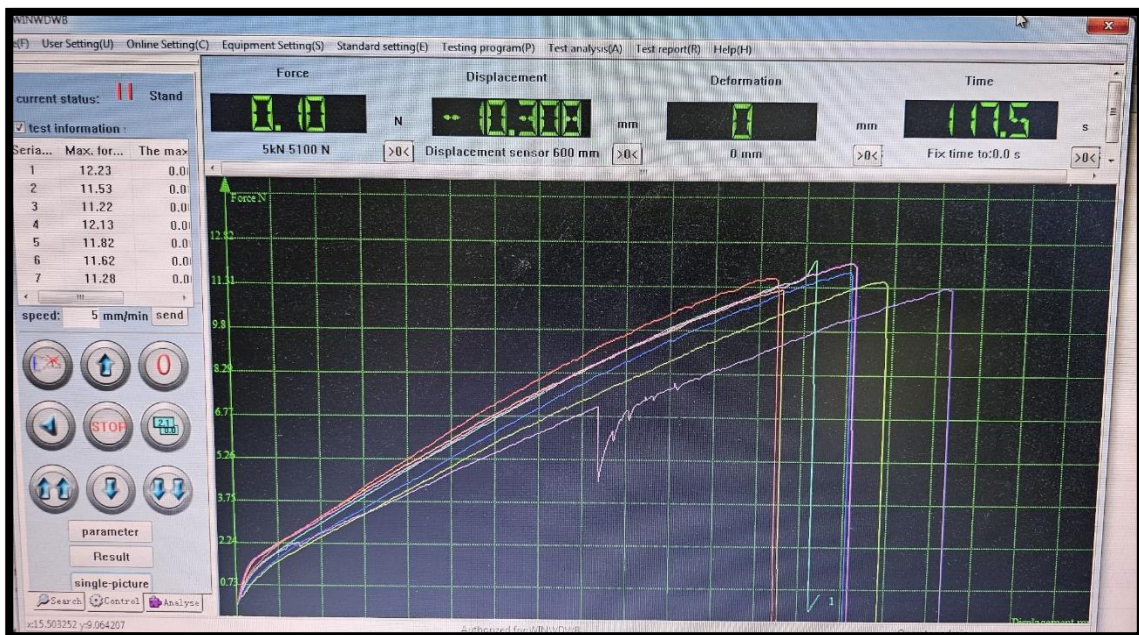
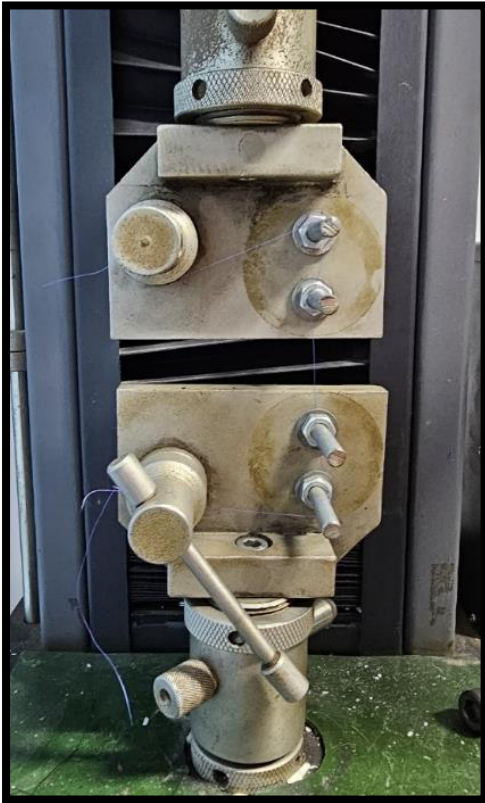


Imagen 3: Muestras sometidas a prueba de resistencia a la tracción en la máquina de ensayo universal y registrado en el software.