



**FACULTAD DE MEDICINA HUMANA Y CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGÍA**

TESIS

**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 MAQUINA DE TRACCIÓN**

**PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
CIRUJANO DENTISTA**

PRESENTADO POR:

BACHILLER: LITUMA QUIROZ, LUIS BLAS

ASESOR: Mg. C.D. GONZALES VILCHEZ, RONNY

LIMA – PERÚ

2019

Esta tesis lo dedico a mi madre que desde el inicio de mi carrera profesional me entregó enseñanzas de formación, educación y respeto a los demás; enseñándome a enfrentar las adversidades de la vida.

A mi hermano, que siempre me aconsejaba y me transmitía esas energías positivas, brindándome su apoyo incondicional para lograr culminar mi carrera profesional.

A mi asesor Mg. Esp. Gonzales Vílchez, Ronny por la conducción y asesoramiento en el proyecto de tesis, por su aportación en conocimientos en cuanto a la resistencia de tracción de diferentes hilos de sutura en cada momento que lo necesitaba, a través de su experiencia.

A mis profesores de la Escuela Profesional de Estomatología de la Universidad Alas Peruanas, que gracias a ellos aprendí a valorar el sacrificio de esta linda profesión.

RESUMEN

Esta investigación tuvo como objetivo medir la 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 Universal ZWICK ROELL Z010. El tipo de estudio es no experimental de carácter prospectivo, corte transversal, observacional y comparativo. Para este estudio se prepararon dos grupos n=20 muestras de hilo de sutura seda negra 3/0 (10 muestras inmersas en saliva artificial + 10 muestras sin inmersión de saliva artificial) y n= 20 muestras de sutura ácido poliglicólico (10 muestras inmersas en saliva artificial + 10 muestras sin inmersión de saliva artificial). Seguidamente las muestras fueron sometidas a la resistencia de tracción máxima, tracción a la rotura y elongación a la rotura; con los datos obtenidos se realizó el análisis estadístico con las pruebas Spearman y ANOVA de un factor para muestras independientes con un nivel de significancia p valor de 0.05. Los resultados muestran que la sutura de ácido poliglicólico 3/0 presentó mayor resistencia a la tracción promedio de 33.17N (3.382kgf) a diferencia de la seda negra que alcanzó una resistencia de tracción de 19.74N (2.013kgf). Por otro lado, la sutura seda negra mostró una elongación promedio de 41,02% (rotura promedio de 40,4 segundos); y el ácido poliglicólico una elongación menor de 26,41% (rotura promedio 23.79 segundos). En conclusión, se evidencia que la sutura de ácido poliglicólico 3/0, es más resistente a la tracción de rotura en comparación a la sutura seda negra 3/0 y se estableció que la saliva artificial si influye a que el hilo de sutura se elongue más.

Palabras Clave: Tracción, rotura, fuerza, hilos de sutura, saliva artificial

ABSTRACT

The objective of this research was to measure the tensile strength of the 3/0 black silk suture and 3/0 polyglycolic acid prior to the immersion of artificial saliva using the ZWICK ROELL Z010 Universal Traction Machine. The type of study is non-experimental, prospective, cross-sectional, observational and comparative. For this study two groups were prepared n = 20 samples of 3/0 black silk suture (10 samples immersed in artificial saliva + 10 samples without immersion of artificial saliva) and n = 20 samples of polyglycolic acid suture (10 samples immersed in saliva artificial + 10 samples without immersion of artificial saliva). The samples were then subjected to the maximum tensile strength, tensile strength at break and elongation at break; With the obtained data, the statistical analysis was performed with the Spearman and ANOVA tests of a factor for independent samples with a significance level p value of 0.05. The results show that the 3/0 polyglycolic suture showed an average tensile strength of 33.17N (3,382kgf) unlike the black silk that reached a tensile strength of 19.74N (2.013kgf). On the other hand, the black silk suture showed an average elongation of 41.02% (average break of 40.4 seconds); and polyglycolic acid an elongation less than 26.41% (average break 23.79 seconds). In conclusion, it is evident that the 3/0 polyglycolic suture is more resistant to tensile tear compared to the 3/0 black silk suture and it was established that the artificial saliva does influence the suture to be elongated plus.

Keywords: Traction, rupture, force, suture threads, artificial saliva

ÍNDICE

	Pág.
DEDICATORIA	
AGRADECIMIENTO	
RESUMEN	
ABSTRACT	
ÍNDICE	
ÍNDICE DE TABLAS	
ÍNDICE DE GRÁFICOS	
INTRODUCCIÓN	12
CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	
1.1. Descripción de la realidad problemática	13
1.2. Formulación del problema	16
1.3. Objetivos de la investigación	16
1.4. Justificación de la investigación	17
1.4.1. Importancia de la investigación	18
1.4.2. Viabilidad de la investigación	20
1.5. Limitaciones del estudio	20

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes de la investigación	22
2.2. Bases teóricas	31

CAPÍTULO III: HIPÓTESIS Y VARIABLES DE LA INVESTIGACIÓN

3.1. Formulación de hipótesis principal y derivadas	46
3.2. Variables; dimensiones e indicadores, definición conceptual y Operacional	47

CAPÍTULO IV: METODOLOGÍA

4.1. Diseño metodológico	48
4.2. Diseño muestral	49
4.3. Técnicas e instrumento de recolección de datos	50
4.4. Técnicas de procesamiento de la información	52
4.5. Técnicas estadísticas utilizadas en el análisis de la información	53
4.6. Aspectos éticos contemplados	53

CAPÍTULO V: ANÁLISIS Y DISCUSIÓN

5.1. Análisis descriptivo, tablas de frecuencia, gráficos, dibujos, fotos, tab	54
5.2. Comprobación de hipótesis, técnicas estadísticas empleadas	71
5.3. Discusión	75

CONCLUSIONES	81
RECOMENDACIONES	82
FUENTES DE INFORMACIÓN	83

ANEXOS

ANEXO 1: Carta de presentación

ANEXO 2: Constancia desarrollo de la investigación

ANEXO 3: Instrumento de recolección de datos

ANEXO 4: Matriz de consistencia

ANEXO 5: Fotografías

ANEXO 6: Certificación ISO de la máquina de tracción universal

ÍNDICE DE TABLAS

Pag.

Tabla N° 01: 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 – 2019	54
Tabla N° 02: Resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, Según la velocidad de 50mm/min	57
Tabla N° 03: Resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, Según la velocidad de 250 mm/min	60
Tabla N° 04: Resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, según velocidad de 50mm/min	63
Tabla N° 05: Resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, según velocidad de 250mm/min	66
Tabla N° 06: Resistencia de tracción de los hilos de sutura seda negra 3/0 con inmersión de saliva artificial relacionado a la elongación y tiempo de rotura utilizando la máquina de tracción – 2019	69

Tabla N° 07: Resistencia de tracción de los hilos de ácido poliglicólico

3/0 con inmersión de saliva artificial relacionado a la elongación y

tiempo de rotura utilizando la máquina de tracción – 2019

70

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Pag.

Gráfico N° 01: 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 – 2019	55
Gráfico N° 02: Resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, según la velocidad de 50mm/min	58
Gráfico N° 03: Resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, según la velocidad de 250 mm/min	61
Gráfico N° 04: Resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, según velocidad de 50mm/min	64
Gráfico N° 05: Resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, según velocidad de 250mm/min	67

INTRODUCCIÓN

La importancia de identificar el tipo de material de sutura que utilizan los cirujanos dentistas, compone una prioridad necesaria en cualquier procedimiento quirúrgico intra o extraoral el cual permite a la vez conocer la resistencia de tracción y observar el fenómeno de elongación que sufre el hilo causado por la tracción, dado que algunas veces los materiales de sutura se rompen en el momento de anudar y también se comportan como cuerpos extraños en el interior de la herida.

La resistencia máxima de los hilos de sutura en una incisión de la cavidad oral, reduce la microcirculación y el aporte de oxígeno provocando necrosis del tejido; es por ello que se hace necesario tener conocimiento de las propiedades físicas, químicas y técnicas de los materiales de sutura.

Hoy en día no existe un material ideal para todas las situaciones quirúrgicas, sin embargo algunos hilos de sutura se comportan de la mejor forma en diferentes cirugías de la cavidad oral, en el instante de elegir algunos de estos hilos se debe considerar la fuerza resistencia a la tracción que resiste, tipo de hilo y por otro lado la condición del tejido a suturar.

La seda negra es un material no reabsorbible, natural, entrelazada de forma torcido, cubierto con la cera o silicona para comprimir la capilaridad, procedente del capullo del gusano de seda y compuesto por el 70% de proteínas naturales y el ácido poliglicólico (PGA) es un polímero biodegradable, termoplástico y es el segmento más sencillo de la familia de los poliésteres alifáticos lineales.

CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1. Descripción de la realidad problemática

En la actualidad existen numerosos materiales de sutura que están presentes en el mercado por lo tanto es importante saber los beneficios o desventajas que estos ofrecen respecto a su resistencia de tracción en el momento de anudar cualquier tipo de sutura, ya que se puede cometer demasiados errores al desconocer la fuerza de tensión y flexibilidad de cada hilo. Dentro del hilo de sutura no reabsorbible se encuentra la seda negra 3/0 y como hilo reabsorbible el ácido poliglicólico 3/0 que poseen características diferentes y que comúnmente son utilizadas en el campo de la odontología.

La sinéresis o sutura es el tiempo quirúrgico de la aproximación de los bordes de la herida después de una post extracción dentaria con colgajo abierto o cerrado, es una técnica quirúrgica que se consigue mediante los hilos de sutura punto simple, dobles, continuos con tensión moderada y flexibilidad para afrontar de manera homogénea los márgenes, facilitando de esta manera el tiempo cicatrización y evitando que la herida se abra.¹

Se evidencia en un texto de medicina escrito por Mackenzie, donde el uso de materiales de sutura de origen natural lo clasifica por su origen, capacidad de lesionar tejidos, según permanencia en tejidos y acabado industrial. La finalidad de los hilos de sutura es de mantener en íntimo contacto los tejidos afectados para poder minimizar el tiempo y evitar que los bordes de la herida se abran, por

lo que es importante que el material ofrezca características físicas adecuadas para suturar y anudar el hilo.²

La parte final de la mayor parte de las intervenciones quirúrgicas en las extracciones de 3ras molares es la sutura propiamente dicha, que servirá para la reposición del colgajo a su posición inicial a través del cierre de los tejidos, ya que en toda sutura se ocasiona 2 fuerzas; tensión que realiza el cirujano para unir los bordes de la herida y la resistencia que se opone el tejido, por lo cual se debe tener una buena elección de materiales resistentes.³

Por lo cual la realización de una sutura en post extracción permitirá que la herida se cierre satisfactoriamente, reduciendo las posibilidades de complicaciones durante la fase de reparación de los tejidos. El cirujano dentista debe tener el conocimiento detallado de los distintos materiales e instrumentos, así como el dominio en una confrontación completa de tejido de colgajo abierto o cerrado.⁴

La sutura no está reservada únicamente a las grandes intervenciones, todo lo contrario, ante cualquier cirugía operatoria compleja en la cavidad bucal debe valorarse la necesidad de suturar, inclusive una exodoncia simple puede ameritar la toma de puntos de sutura.⁴

En atención a la problemática la gran mayoría de odontólogos desconocen las propiedades físicas de la resistencia de tensión y flexibilidad de los hilos de sutura en el momento de suturar una herida después de una extracción dental y

en algunas ocasiones se presenta como una limitación para que no procedan con la realización de la sutura, es decir se cree innecesario o se ignora los beneficios del material.

Según diversos estudios, se ha comprobado que el odontólogo y el estudiante de pregrado presentan desconocimiento en cuanto a las indicaciones o beneficios que presentan los hilos de sutura. Dado que los efectos negativos post extracción que se alcanzan, muchas veces son por la inadecuada elección del material de sutura, lo cual va a producir molestias y rompimiento del hilo de sutura; puesto que cada sutura quirúrgica comprime el tejido cerrado con una tensión que dependerá de la fuerza del nudo y la resistencia del tejido.⁵

Respecto al enfoque multidisciplinario del abordaje de los problemas que muestran los hilos de sutura, se hace muy necesario que los odontólogos elijan un buen material cuando efectúen cirugías periodontales, y exodoncias de terceras molares, ya que en muchos casos se realizan incisiones en la mucosa y se levanta un colgajo para tener un mejor acceso a la pieza que se planea extraer.⁶

Los incesantes avances en el campo de la cirugía oral y la utilización de los hilos de suturas, se hace considerable analizar la resistencia de tensión y flexibilidad que soporta cada hilo de sutura al recibir una fuerza máxima a través de un esfuerzo longitudinal hasta su ruptura completa, ya que los hilos de sutura más usados en las mucosas orales son la seda negra 3.0, el ácido poliglicólico 3.0 y la poliglactina 910 (vicryl), todos ellos deben poseer las características

necesarias para poder ser empleadas en los bordes de una incisión de la cavidad oral, es decir, su fácil manejo, la compatibilidad con el medio húmedo, la reacción tisular que va a causar y las fuerzas que mantienen los nudos al pasar el tiempo.⁷

La máquina de tracción universal ZWICK ROELL Z010, se utiliza para medir las características físicas de la resistencia de tracción de los hilos de sutura, siendo más específicos; seda negra 3/0 y ácido poliglicólico 3/0, permitiendo investigar cuál de los dos hilos presentó más resistencia a la tracción en la sutura, considerando dos marcas de hilos con los que se trabaja en Perú.

1.2. Formulación del problema

- ¿Cuál es la 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 – 2019?

1.3. Objetivos de la investigación

1.3.1. Objetivo general

- Determinar la 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 – 2019

1.3.2. Objetivos específicos

- Determinar la resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, Según tracción de 50mm/min.

- Determinar la resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, Según tracción de 250 mm/min.
- Determinar la resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando e la máquina de tracción – 2019, Según tracción de 50mm/min.
- Determinar la resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando e la máquina de tracción – 2019, Según tracción de 250mm/min.
- Determinar la resistencia de tracción de los hilos de sutura seda negra 3/0 con inmersión de saliva artificial relacionado a la elongación y tiempo de rotura utilizando la máquina de tracción – 2019.
- Determinar la resistencia de tracción de los hilos de sutura ácido poliglicólico 3/0 con inmersión de saliva artificial relacionado a la elongación y tiempo de rotura utilizando la máquina de tracción – 2019.

1.4. Justificación

El presente estudio se justifica en las pocas investigaciones de artículos científicos encontrados sobre resistencia de tracción de los hilos de sutura seda negra 3/0 y ácido poliglicólico 3/0; a través de sus propiedades físicas del hilo (elasticidad, deformación y elongación residual).

Se comparó distintas propiedades físicas de resistencia y elongación mediante la fuerza ejercida por la Máquina de Tracción Universal ZWICK ROELL Z010,

con diferentes velocidades de rotura, y sirvió para identificar el tipo de hilo que ofrece mayor resistencia de tracción y comportamiento de elongación para la mayoría de las pruebas.

Reconocer la resistencia de tracción de los hilos de sutura en esta prueba in vitro con diferentes datos, permitió para la parte clínica de los odontólogos tener un abordaje más amplio de conocimientos respecto a distintas fuerzas de velocidad empleadas en el momento de realizar suturas y anudados en las diferentes cirugías de la cavidad oral, de forma que si la tracción sea fuerte provocaría el rompimiento de los tejidos blandos o del hilo de sutura.

El desarrollo de la investigación permitió que a partir de los resultados y conclusiones que se consigan, se desarrollen otros estudios con otras marcas de hilos que extiendan el conocimiento del tema y problema, desde una perspectiva más general.

En el mercado peruano los hilos de sutura se adquieren de casas dentales y algunas farmacias por lo cual el odontólogo debe investigar las características físicas y mecánicas de los hilos de sutura (resistencia de tracción que presentan).

1.4.1. Importancia de la investigación

El desarrollo de esta tesis, se realizó con la finalidad de aportar significativamente el criterio que tendrá el odontólogo respecto a la elección de los hilos de sutura, y el conocimiento sobre sus características físicas en cuanto

a la resistencia de tracción, ya que se identificó de mucho beneficio que el profesional conozca la resistencia de tracción máxima de cada hilo y lo emplee en diferentes cirugías de la cavidad oral.

Es importante para los profesionales de salud, saber elegir que tipo de hilos de sutura presentan mayor resistencia al rompimiento del anudado y cuál posee menos desventajas. Dado que muchos de los odontólogos desconocen las propiedades físicas de tracción de los hilos en el momento de realizar el anudado en las cirugías de la cavidad oral.

La información obtenida en el presente trabajo de investigación servirá para la odontología en general, porque aportará información de las diferentes resistencias de tracción de los hilos de sutura y permitirá diseñar parámetros de fuerza tracción.

La investigación que se realizó, se aprovechará para la comunidad científica odontológica internacional porque aportará información relevante para el abordaje de las cirugías orales complejas y simples relacionado al tiempo quirúrgico de la sutura; y el hilo que presenta mayor resistencia en la fase final del anudado.

1.4.2. Viabilidad de la investigación

El estudio es viable desde el punto de vista académico pues se sustenta en base a los antecedentes internacionales y nacionales encontrados, seleccionados de fuentes primarias y secundarias.

Así mismo, el presente estudio es viable económicamente, porque se contó con el material adecuado para poder desarrollar la investigación, ya que el investigador fue la persona comprometida con la financiación de la misma.

Para el estudio de la presente investigación se contó con los recursos humanos necesarios como el investigador, el asesor metodológico, el asesor estadístico y los diferentes hilos de suturas que fueron sometidos a una resistencia de tracción mediante la Máquina de Tracción Universal ZWICK ROELL Z010.

La presente investigación fue viable ya que se contó con el tiempo suficiente para recolectar información de la resistencia de tracción de cada muestra de hilo y sirvió para investigar dentro de lo formulado en el problema de investigación.

1.5. Limitaciones de estudio

Limitación en cuanto a la información de antecedentes nacionales e internacionales, poca literatura disponible en idioma inglés, además dificultad en el acceso a las fuentes porque la mayoría requerían contraseña para poder ingresar a descargar.

EL costo de las pruebas de tracción de los hilos de sutura a través de la Máquina de Tracción Universal Zwick Roell Z010, que no permitió obtener una mayor cantidad de pruebas.

En nuestro país solo se cuenta con un antecedente específico en la bibliografía, pero no explica la relación entre los factores estudiados.

CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes de la investigación

2.1.1. Internacionales

Balamurugan *et al* (2015) India: realizó su estudio sobre la comparación clínica e histológica de la sutura del ácido poliglicólico con la sutura de seda negra después de un pequeño procedimiento quirúrgico oral. Las muestras fueron seleccionados aleatoriamente y las suturas se colocaron en el tejido oral 7 días preoperativamente, el ácido poliglicólico se colocó en un lado y la seda en el otro extremo. En conclusión, el ácido poliglicólico es superior a la seda en diferentes aspectos como la fuerza tensil, buen estado del nudo, fácil manejo y en generar menor reacción tisular.⁸

Tim H. *et al* (2015) Netherlands: En su trabajo de investigación midió sensores de fuerza en las suturas quirúrgicas, el método y materiales usados es un diseño de evaluación mediante un sensor de Stitch Force (SF) y sensor de fuerza de enganche (HIF). Estos sensores fueron desarrollados para medir la fuerza en una sutura tensada dentro de un Incisión cerrada y para medir la fuerza de tracción utilizada para cerrar la incisión. La precisión de ambos sensores es alta. suficiente para determinar la relación entre la fuerza en el hilo de una puntada y la fuerza de tracción aplicada en la sutura por el médico. En un estudio piloto, se aplicó una sutura continua de 7 puntos en la fascia del abdomen. Pared de cerdos múltiples para estudiar esta relación. Los resultados muestran que la fuerza máxima en el hilo de la segunda puntada cae de 3 (SD 1.2) a 1 (SD 0.3) newton después de colocar la cuarta puntada. Durante la colocación del 5º, 6º y

7º. Puntada, la fuerza en la 2ª puntada ya no fue influenciada. En conclusión, este estudio indica que en una sutura continua la fuerza en el hilo permanece constante hasta más de 3 puntos lejos del extremo suelto de la sutura. Cuando una fuerza de la herramienta de retroalimentación está desarrollada especialmente para suturar en cirugía en pacientes, los sensores propuestos pueden utilizarse para determinar el umbral de seguridad para diferentes tipos de tejido y suturas.⁹

Sujeet V. (2016) India: En su trabajo de tesis determinó la resistencia a la tracción de los materiales de sutura absorbibles sintéticos quirúrgicos: un estudio in vitro, durante un período de 14 días bajo condiciones orales simuladas. En cuanto al método y materiales se usó tres materiales de sutura (ácido poliglicólico [PGA], poliglactina [PG] 910 y poli (glicolida-co--caprolactona) [PGC]); en calibres 4-0 y 5-0. Se utilizaron 210 muestras de sutura (35 de cada material y calibre). Todas las muestras fueron analizadas pre-inmersión y 1 hora y 1, 3, 7, 10 y 14 días después de la inmersión. La resistencia a la tracción de cada material de sutura y calibre evaluado. También se evaluaron el punto de rotura y el patrón de reabsorción de las suturas. En los resultados se observó que durante las primeras 24 horas de inmersión, todas las muestras de PGA, PG 910 y PGC de 4-0 y 5-0 mantuvieron su valor inicial. En cuanto a la resistencia a la tracción al inicio (antes de la inmersión), hubo una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,001$) en las resistencias a la tracción entre el calibre 4-0 y 5-0 de PGA, PG 910 y PGC. PGA 4-0 mostró la mayor resistencia a la tracción hasta el día 10. A los 7 días, todas las suturas 4-0 de los tres materiales mantuvieron su resistencia a la tracción con PGA 4-0 teniendo significativamente mayor (p

=0.003) resistencia a la tracción en comparación con PG. En conclusiones las suturas 4-0 son más fuertes y tienen mayor resistencia a la tracción que las suturas 5-0. La sutura PGA 4-0 mostró la mayor resistencia a la tracción al final del día 10.¹⁰

Hennessey DB. (2016) Irlanda: realizó su investigación para determinar la torsión de las suturas de monofilamento y polifilamento con tensión baja que disminuya la resistencia de la sutura y aumente el riesgo de fractura de la sutura. En sus métodos utilizó las fuerzas torsionales axiales en las suturas de cierre abdominal a través del efecto de la torsión axial en las suturas de polidioxanona (PDS * II), poliglactina (Vicryl), polipropileno (Prolene) y nylon (Ethilon) usando un dispositivo de prueba uniaxial. En sus resultados evidenció que la fuerza de tracción máxima soportada para las suturas sin torsión: la polidioxanona falló a una fuerza de tracción de 116.4 ± 0.84 N, la poliglactina falló a 113.9 ± 2.4 N, el polipropileno falló a 71.1 ± 1.5 N y el nylon falló a 61.8 ± 0.5 N. La torsión disminuyó fuerza de tracción máxima de todas las suturas; un giro completo por 10mm (es decir, 15 giros) disminuyó la resistencia a la tracción de la polidioxanona en un 21%, la poliglactina en un 23%, el polipropileno en un 16% y el de nylon en un 13%, $p < 0,001$. La torsión excesiva causó una disminución no lineal en la resistencia de la sutura, con una torsión por 75 mm (es decir, 20 torsiones) de polidioxanona que disminuyó la resistencia en un 39%, $P < 0,001$. En conclusión, el efecto de una torsión excesiva en las propiedades mecánicas de las suturas es un fenómeno que no se había reconocido previamente. Los cirujanos deben ser conscientes de que esto puede resultar en una disminución de la resistencia de la sutura y reducir la elasticidad del material, y por lo tanto

debe adaptar su práctica para reducir la fuerza de torsión colocada en las suturas.¹¹

Klink C. et al (2017) Alemania: realizó su investigación para determinar la tensión de las suturas quirúrgicas anudadas en una muestra con pérdida rápida específica de tejido en un modelo roedor. En los conejos se colocaron las suturas de polipropileno (3/0) en la piel, los músculos, el hígado, el estómago y el intestino delgado. Seis mediciones para cada órgano individual. se determinaron mediante sensores de tensión durante 60 minutos. Recolectamos muestras de tejido para analizar la estabilidad del tejido conectivo mediante la medición del contenido de colágeno / proteína. En los resultados Identificamos tres fases en el proceso de aflojamiento de la sutura. La pérdida rápida inicial de la primera fase dura solo un minuto. Puede considerarse como un corte a través del daño del tejido. El porcentaje de tensión perdida está estrechamente relacionado con el contenido de colágeno del tejido ($r = -0.424$; $p = 0.016$). La segunda fase se caracteriza por una disminución más lenta de la tensión de la sutura, lo que refleja una deformación plástica específica del tejido. La fase 3 se caracteriza por una meseta que representa la estabilidad estructural restante del tejido. La relación entre la tensión restante y la tensión inicial de la fase 1 está estrechamente relacionada con el contenido de colágeno del tejido ($r = 0.392$; $p = 0.026$). En conclusiones las suturas de monofilamento no elásticas anudadas pierden rápidamente la tensión. La fase inicial de alta tensión puede reducirse mediante la reducción de la fuerza inicial de la elasticidad de las suturas de los cirujanos a la del tejido. Otros estudios deben confirmar, si la compresión

reducida del tejido y el menor daño local permiten una mejor cicatrización de la herida.¹²

Desire A. et al (2017) Barcelona: En su trabajo de investigación tuvo el objetivo de evaluar las propiedades físicas y mecánicas de cinco hilos de suturas empleando tres configuraciones de nudo – estudio in vitro; cuando se someten a diferentes condiciones físicas los materiales de sutura son politetrafluoroetileno, seda, poliamida 6/66, ácido poliglicólico, copolímero de glicolida. Estos hilos se compararon en tres configuraciones de nudos A.2 = 1 = 1 (adelante-adelante-atrás), B.2 = 1 = 1 (adelante-atrás-adelante), C.1 = 2 = 1 (adelante-adelante-atrás). Propiedades mecánicas (carga de falla, elongación, deslizamiento del nudo / rotura) se midieron utilizando una máquina de prueba universal. El alargamiento y la carga de falla dependían directamente del material de sutura. Ácido Poliglicólico seguido del copolímero de glicolida mostró la mayor carga de falla de nudo, mientras que el politetrafluoroetileno mostró el más bajo ($p < 0,001$). Las condiciones físicas no tuvieron efecto en carga de fallo de nudo ($p = 0.494$). Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre nudos configuraciones ($p=0,008$). Además, la evaluación individual del material de sutura mostró estadísticamente resultados significativos para combinaciones de configuraciones particulares de nudos. Sin embargo, la carga de falla de nudo depende del material de sutura y la configuración de nudo utilizada. En consecuencia, se especifica que se pueden recomendar protocolos de sutura para obtener mejores resultados de seguridad de nudo.¹³

Burkhard R. (2017) Suiza: El objetivo de su estudio fue evaluar la influencia de la tensión del colgajo en las características de desgarramiento de las muestras de tejido

de la mucosa en relación con diversas características de sutura y aguja. Material y métodos: se prepararon muestras de tejido mucoso de revestimiento y masticatorio obtenidas de mandíbulas de cerdo para pruebas in vitro. Se trazaron diagramas de desgarro por tensión de 60 experimentos para 3-0, 5-0 y 7-0 suturas con fuerzas aplicadas de hasta 20 N. En la segunda parte, se repitieron los mismos experimentos con 100 diagramas para probar la influencia de las características de la aguja con 5-0 y 6-0 suturas utilizando solo muestras de tejido gingival. En los resultados se evidencia que los hilos 3-0 suturas conducen principalmente a la rotura del tejido a un promedio de 13.4N. En contraste el hilo, 7-0 de suturas solo resultaron en la rotura del hilo a una fuerza aplicada media de 3.7N. Con hilos de 5-0 suturas, ambos eventos ocurrieron al azar con una fuerza media de 14,6N. Independientemente de las características de la aguja, la fuerza de rotura media para muestras gingivales con suturas 5-0 y 6-0 fue de aproximadamente 10N. En conclusiones el trauma del tejido se puede reducir al elegir diámetros de sutura más finos, ya que las suturas más delgadas (6-0, 7-0) conducen a la rotura del hilo en lugar de la rotura del tejido.¹⁴

Jordan MC. (2017) Alemania: En su investigación determinó la deformación de la sutura plástica inducida por brechas después de la reparación del tendón. Una comparación biomecánica de diferentes materiales de sutura. En los materiales y métodos el autor utilizó cinco hilos de suturas diferentes comúnmente utilizados en la cirugía de tendón. Las suturas de Prolene, Polydioxanone (PDS), Ethibond, Vicryl y FiberWire que se probaron biomecánicamente para determinar su resistencia de elasticidad compensada, extensión inicial, fluencia, elongación relajada, desplazamiento pico a pico, rigidez y resistencia a la tracción máxima

bajo estática, constante y carga cíclica. Además, se utilizaron 35 tendones porcinos de extremidades posteriores para evaluar la formación de huecos y el comportamiento biomecánico de los materiales de sutura después de la reparación del tendón. Prolene tenía una resistencia de rendimiento de compensación baja y extensiones iniciales altas a 30, 60 y 90N combinadas con fluencia relativamente grande, elongación relajada y desplazamiento de pico a pico. Aparte de la resistencia a la tracción y la rigidez máximas bajas, estos parámetros indican una deformación plástica temprana durante la carga. Las propiedades del material del PDS fueron generalmente mejores para la sutura que las de Prolene, pero no se encontraron diferencias en la resistencia al rendimiento del offset o la extensión inicial. En contraste con los materiales de monofilamento Prolene y PDS, los materiales trenzados de Ethibond, Vicryl y FiberWire mostraron una deformación plástica significativamente menor. La menor cantidad de deformación plástica se encontró en FiberWire y los resultados para Ethibond y Vicryl fueron iguales. La formación de huecos se produjo a la fuerza de tensión más baja en el grupo Prolene, pero solo FiberWire requirió una fuerza de tensión significativamente mayor para producir huecos en el sitio de reparación, lo que indica una mayor resistencia a la formación de huecos. En conclusión, los resultados de este estudio muestran que la deformación plástica se produce con una fuerza de tensión más baja en las suturas de monofilamento Prolene y PDS que en los materiales trenzados Ethibond, Vicryl y FiberWire. Después de la reparación del tendón, FiberWire probablemente previene la formación de huecos, mientras que Prolene induce la formación de huecos a través de la deformación plástica de baja tensión. Por lo

tanto, se debe considerar la deformación plástica al seleccionar los materiales de sutura para la cirugía de reparación del tendón.¹⁵

Gheorghe A. (2018) Romania: En su investigación realizó un análisis de las propiedades mecánicas de flax y ácido poliglicólico en suturas quirúrgicas. Se analizaron las suturas, suturas no absorbibles de lino y suturas absorbibles de ácido poliglicólico (PGA); las determinaciones se llevaron a cabo de manera escalonada durante un período de 80 días, siguiendo la forma en que las características físico-mecánicas varían con el tiempo, para el hilo de sutura reabsorbible PGA, mantenido en el aire. Los experimentos se realizaron principalmente para suturas quirúrgicas de tamaño 3/0, para determinar el rendimiento de tracción de las suturas quirúrgicas, así como la resistencia del nudo. Las dos categorías de ácido poliglicólico (PGA) suturas absorbibles y lino 100% no absorbible, Las características físico-mecánicas varían sobre tiempo para el hilo de sutura absorbible PGA mantenido en el aire. Se sabe que lo absorbible la fibra PGA se degrada con el tiempo por hidrólisis, pero cuando se mantiene en la atmósfera por un período más largo debido a la humedad del aire, las características físico-mecánicas del hilo puede sufrir cambios con el tiempo. Como resultado de los experimentos, se puede observar que la tenacidad de las suturas disminuye muy poco, por lo que se puede concluir que el hilo ácido poliglicólico hilo de sutura puede ser utilizado en óptimo condiciones, incluso después de 80 días de su desaprobarción. El alargamiento a la rotura aumenta ligeramente, pero los valores obtenidos no son tan grandes como para conducir a un difícil manejo del hilo de sutura. Sobre los 80 días en el período, la fuerza del nudo no era esencialmente modificados, siendo los valores cercanos a la

media valor de 24.86 N. Pruebas in vivo realizadas sobre ácido poliglicólico. suturas mostraron que había una disminución en la resistencia a la rotura del hilo de ácido poliglicólico con el tiempo debido a la hidrólisis en el biológico medio. Se encontró que después de 31 días y medio el cable PGA perdió completamente su fuerza, por lo que no es más tiempo capaz de mantener las capas de tejido unido, y dentro de 91 días (13 semanas) los hilos PGA son absorbido completamente por el cuerpo humano.¹⁶

2.1.2. Antecedentes Nacionales

Najarro M. (2018) Lima: En su investigación realizó una comparación de la reacción de los tejidos con suturas de seda negra; ácido poliglicólico y poliglactina 910 en mucosas orales de conejos; para evidenciar histológicamente la reacción inflamatoria, su extensión y reparación de las mucosas orales de conejos, causada por tres hilos de sutura, de tres marcas comerciales al 3er, 7mo y 14to día. El estudio fue experimental de carácter prospectivo, corte longitudinal y comparativo. Se hizo un ensayo triple ciego con una muestra de 12 conejos, se realizaron suturas en las mucosas orales (paladar, mucosa lingual y carrillo) con tres tipos de hilo de sutura (seda negra, ácido poliglicólico y poliglactina 910) en las marcas Ethicon®, Cirugía Peruana®, ADS® y TAGUM®, posteriormente se realizaron cortes histológicos a los 3, 7 y 14 días postoperatorios. Finalmente se observaron las láminas en un microscopio óptico y se registraron los resultados en una base de datos para realizar un análisis estadístico con la prueba de t de Student. En los resultados la extensión inflamatoria en la seda negra al día 3 fue de 930.33 cruces, al día 7 de 1849.67 y al día 14 de 1238.5. El ácido poliglicólico con 738.33 cruces al día 3, 562.5 al

día 7 y 375.83 al día 14. Al día 3 la poliglactina 910 con 496.67 cruces, 349.5 al día 7 y 282 al día 14. En conclusiones el autor encontró una menor reacción inflamatoria con la poliglactina 910 seguido por el ácido poliglicólico; por otro lado, hubo mayor inflamación y mayor tiempo de reparación con el hilo de seda negra. Hubo mayor manifestación de células inflamatorias en el paladar al tercer día y al decimocuarto en el carrillo. La lengua presentó mayor rapidez en la reparación seguido por el paladar y finalmente el carrillo. La Poliglactina 910 marca Ethicon® produjo menor reacción tisular y una reparación más rápida, a diferencia de la Seda Negra marca ADS®.¹⁷

2.2. Bases teóricas

2.2.1. Sutura

2.2.1.1. Introducción

Las suturas son productos médicos que cumplen el propósito de dar continuidad a las heridas de origen traumático. Es así que palabra "sutura" se refiere a cualquier hilo utilizado para aproximar los tejidos. Se han encontrado referencias escritas desde la antigüedad 2000 A.C., que relatan el uso de filamentos y tendones animales como suturas.

En la antigüedad se ha utilizado una amplia variedad de materiales como seda, lino, algodón, pelo de caballo, tendones, intestinos de animales y alambre metálico en los procedimientos terapéuticos.¹⁸

Las investigaciones de Escoda G. demuestra que la sutura es la reposición de los tejidos blandos que están separados debido a un traumatismo.¹⁹

En otra investigación Raspall, G. enseña el paso final de la técnica operatoria, con la finalidad de cerrar la herida a través de la sutura con los biomateriales médicos e incluso con otros mecanismos como adhesivos, gomas que certifican la fusión y cicatrización.²⁰

2.2.1.2. Características de la sutura:²¹

- Conveniente para todos los casos terapéuticos, es un material que pueda utilizarse en cualquier procedimiento quirúrgico (las únicas variaciones serían el calibre y la fuerza de tensión).
- Estéril.
- No alergénico, y no carcinogénico.
- Suturas de acero inoxidable.
- Fácil de manejar.
- Mínima reacción tisular y sin propensión al crecimiento bacteriano.
- Resistir cuando se anuda sin deshilacharse.
- Duro al encogimiento de los tejidos.
- Absorbible y pequeña reacción tisular.

Para Postlewait (2015), la sutura ideal no ha sido establecido, lo cual el cirujano debe asegurarse de que dichos materiales tengan las siguientes características:²²

- Resistencia a la tensión aumentada y semejante, que permita la utilización de calibres más pequeños.

- Igualdad de diámetros en todos los tamaños.
- Elasticidad suficiente para el manejo y el refuerzo de los nudos.
- Trabajo predecible
- Que consiga una aceptación óptima de los tejidos, evitando sustancias o impurezas irritantes y ser inerte que no irrita.
- El operador debe estar preparado y servible para su uso en forma aséptica.

2.2.2. Propiedades físicas de los hilos de sutura

2.2.2.1. Elasticidad, deformación y elongación residual

La elasticidad es un fenómeno conocido como la flexibilidad de cualquier material a deformarse cuando recibe una fuerza externa y recupera su forma original cuando dicha fuerza deja de manipular.

El aumento de la longitud original se le denomina deformación, que persistentemente está relacionado a una disminución del calibre del hilo de sutura.²³ Cuanto más intenso es la fuerza externa y mayor su tiempo de trabajo, mínimo es el comportamiento flexible de la sutura.

Es permitido obtener un cierto grado de flexibilidad, pues favorece el acercamiento de los bordes de la herida después de realizar el nudo, al retornar a su forma original tras recibir una tensión; por lo cual, está comprobado que un material de elasticidad elevada es peligroso, puesto que a veces no apreciamos correctamente la tracción que ejerce el hilo sobre los tejidos, y se presenta el riesgo de una posterior necrosis.²³

2.2.2.2. Resistencia a la tracción y tenacidad de los hilos de sutura

Es la fuerza máxima que es capaz de soportar el hilo sometido a un esfuerzo longitudinal hasta su prolongada rotura completa. La fractura que causa cuando se supera esta meta se debe a la rotura de los enlaces suplentes del tipo de Vander Waals y puente de hidrogeno que preexisten entre las macromoléculas que constituyen la fibra.²³

La tenacidad material de sutura que no depende solo de la estructura química sino también del grado de ubicación y densidad que muestran sus cadenas macromoleculares.²³

Las fibras presentan dos tipos de zonas:

Cristalinas: cadenas macromoleculares están altamente orientadas en trayectoria longitudinal.

Amorfas: Disminución ordenación de las cadenas macromoleculares, mostrando estas en todas las direcciones del espacio.

Una mayor resistencia a la tracción, es permitido un elevado número de zonas cristalinas, pero esto lleva también una extensión peligrosa de rigidez y fragilidad. El material debe presentar entonces una buena proporción propia a fin de poseer colectivamente una tenacidad suficiente y una fácil manipulación en la realización de nudos.²³

2.2.2.3. Tensión y trabajo de ruptura del hilo

Es el producto de la fuerza de ruptura generada por la deformación longitudinal procedente del hilo en ese punto. Detalladamente está representado por el área W_R contenida en la curva tensión – deformación (figura 01). Calcula la capacidad de un hilo, soportando una fuerza inesperada de una energía determinada. Si esta energía desborda el valor fijado de ruptura el hilo se romperá.²³

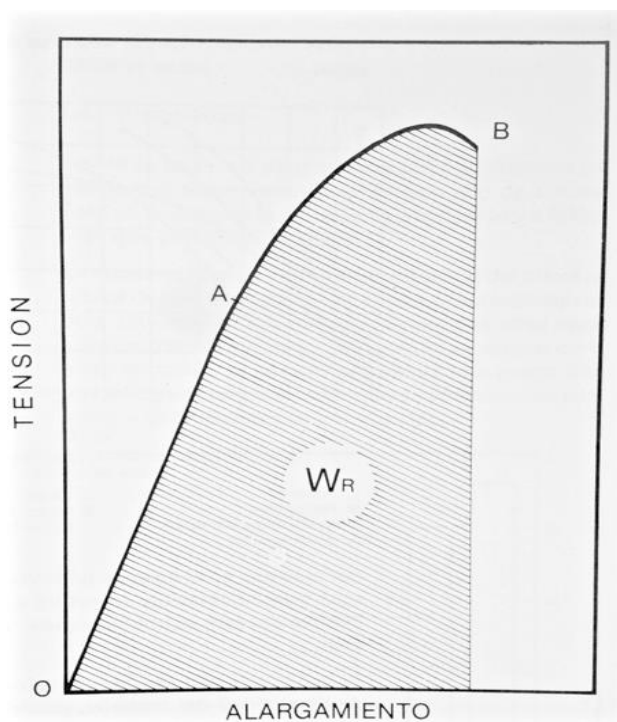


Figura 01. Diagrama tensión - deformación

Al cociente entre la fuerza aplicada y la sección transversal se le designa Tensión.

La fuerza de tensión del nudo se calcula por la fuerza en kilos que el hilo de la sutura soporta antes de romperse al ser anudado. La fuerza de tensión del tejido que va a ser reparado soportando la tensión establece el calibre y la fuerza de tensión del material de sutura que elija el cirujano.²⁴

La regla aprobada es que la fuerza de tensión de la sutura no debe exceder la fuerza de tracción del tejido. Asimismo, las suturas tendrían que ser por lo menos tan fuertes como el tejido normal. Si el tejido disminuye la fuerza de la sutura al pasar el tiempo, es transcendental tener en cuenta la tasa referente en que la sutura pierde y la lesión gana fuerza.²⁴

FUERZA TENSIL DE ALGUNOS MATERIALES DE SUTURA EN KgF/mm²	
Acero monofilamento	162.6 ± 0.4
Acero multifilamento	113.8 ± 1.4
Poliéster no recubierto	86.4 ± 0.7
Poliéster recubierto	90.1 ± 0.6
Ácido poliglicólico	75.5 ± 0.4
Polipropileno	67.9 ± 2.2
Poliamida monofilamento	76.6 ± 1.7
Poliamida multifilamento	70.9 ± 0.5
Seda	45.6 ± 0.3
Algodón	46.0 ± 1.1
Cat gut	49.5 ± 0.5

Tabla 1. Fuerza tensil expresada de algunos materiales de sutura.

2.2.2.4. Calibre

Es el diámetro de sección transversal del material de sutura. El tamaño influye también en otros factores como elasticidad y resistencia, rigidez y flexibilidad desde su pendiente física y la reacción en la vertiente biológica.²⁴

El calibre de la sutura se calcula numéricamente y su norma especificados por la U.S.P. (United States Pharmacopeia) o por la E.P. (European Pharmacopeia); dado que al aumentar el número de ceros, disminuye el diámetro de la fibra. El calibre 5-0, ó 00000, tiene un diámetro más pequeño que el calibre 4-0, o 0000.

La experiencia quirúrgica aceptada es importante emplear un diámetro de sutura más pequeño que mantenga adecuadamente la unión de los pliegues y la reparación del tejido herido. Esta forma de trabajo minimiza el trauma al pasar la sutura a través del tejido y favorece el cierre de los pliegues. De manera que más pequeño es el calibre, menos fuerza tendrá la tensión de la sutura.²⁴

2.2.2.5. Rigidez y flexibilidad

Capacidad de resistencia de un cuerpo a doblarse por el trabajo de fuerzas externas que actúan sobre su superficie.²⁴

Es conocido como la relación inversa proporcional de flexibilidad del hilo, mediante la facilidad de manipulación y realización de nudos de un explícito hilo de sutura. Se encuentra en función a la resistencia a la flexión y a torsión del

material, a través de la oposición del mismo a la fuerza de giro aplicada en un extremo, encontrándose fijo el otro.

El cálculo de esta resistencia sirve para caracterizar la flexibilidad de un hilo, consiste en contar la cantidad de vueltas que puede dar un hilo en longitud determinada antes de que empiece a girar el otro extremo.²⁴

La flexibilidad de un material de sutura depende de:

- Elementos estructurales: La proporción de zonas amorfas que concurren en sus fibras.
- Calibre: Medida que aumenta, y la flexibilidad disminuye.
- Forma de presentación: Dado que los multifilamentos son mas flexibles que los monofilamentos.
- Líquidos conservadores: Ayudan aumentar la flexibilidad.

2.2.2.6. Superficie y capilaridad

Se muestra de forma lisa o rugosa y en algunas oportunidades varía en función de que sea monofilamento, torcido o trenzado. La mayoría de los cirujanos médicos y cirujanos dentistas en general utilizan monofilamentos porque desgarran menos los tejidos, pero realizan un mayor número de nudos para evitar el deslizamiento y obtener la máxima firmeza en el nudo.

La firmeza es la capacidad que posee el hilo de mantenerse anudado, conservando la tensión durante un periodo de tiempo. Un hilo espero que se

utilice para sutura continua puede apretarse poco a poco y la fricción entre hilo y tejido hace que la adaptación resulte buena sin sujetarlo.²⁴

La capilaridad es la capacidad de los hilos de sutura de transferir y propagar exudados y fluidos, tienen la finalidad de absorción de los líquidos dándoles la propiedad de un material de sutura absorbible cuando se sumerge y presentan las características de retener bacterias.²⁴

Los hilos trenzados muestran gran capilaridad, ayudando el paso libre de microorganismos desde un medio a otro. Con el único propósito de alcanzar una superficie suave y efecto mínimo de la capilaridad, los multifilamentos son tratados con sustancias hidrófobas y lubricantes de cera, silicona, el teflón.²⁴

2.2.3. Propiedades biológicas

2.2.3.1. Reacción histológica

Un hilo es inerte, pero en algunas ocasiones puede producir una reacción en el tejido donde ha sido utilizado. La reacción histológica depende de la cantidad de material establecido que actúa como elemento, y de la naturaleza química del hilo de sutura, que pueda a veces presentar irritación; además los multifilamentos causan mayor reacción tisular que los monofilamentos.²⁵

2.2.3.2. Adherencia bacteriana

El desarrollo de infecciones en heridas y la capacidad que otorgan algunos materiales de sutura para permitir la adherencia de bacterias en su superficie y espacios internos.

La adherencia de las bacterias está directamente relacionada con el desarrollo de infecciones y con la distribución de los mono-multifilamentos.²⁶

Así la penetración de bacterias en las hendeduras de las diferentes fibrillas que forman el entrelazado; y hace que estas queden sin acción de los macrófagos, favoreciendo el progreso de la infección.²⁷

2.2.3.3. Reabsorción

La necesidad de tener que retirar los puntos de sutura cuando han cumplido su función y la herida está afianzada. Para ello ocurren varios fenómenos bioquímicos: digestión proteolítica, hidrolisis.

Las suturas absorbibles se presentan de origen natural (animal -catgut-) o sintético (polímeros sintéticos, polyglactin, ácido poliglicólico, polidioxanona), modificando los tiempos de absorción en función del material de elaboración.

Las suturas de origen natural se integran a la enzima del organismo, que las rompen y se incluyen en su absorción, mientras que las suturas sintéticas son hidrolizadas, el agua penetra en su estructura, disolviéndolas.²⁸

2.2.4. Clasificación de las suturas

2.2.4.1. Suturas naturales o sintéticas:

Es la seda, el acero y el algodón. A su vez esos materiales pueden ser absorbibles o no. Las suturas sintéticas absorbibles están preparadas por

cadenas de polímeros, las suturas sintéticas no absorbibles están elaboradas por diferentes materiales.²⁹

2.2.4.2. Suturas monofilamentos o trenzadas:

Se trasladan más fácil a través del tejido, donde el efecto de arrastre es menor, y la reacción tisular se reduce.

Las suturas trenzadas, si están recubiertas, son más manejables, aunque pueden tener consecuencia de “sierra”, así como convertirse en una entrada bacteriano. Las suturas trenzadas recubiertas son adecuadas para aproximar músculo o tejido subcutáneo.²⁹

2.2.4.3. Suturas absorbibles o no absorbibles:

Se degradan en el organismo por un proceso de hidrólisis por el que van disminuyendo progresivamente la resistencia a la tensión. La degradación por hidrólisis incita una mínima reacción por los tejidos.

Las suturas no absorbibles están conformadas por material no biodegradable, por lo que no pueden ser asimiladas por las enzimas ni hidrolizarse en los tejidos.²⁹

2.2.4.4. Suturas absorbibles:

Se usan en cierre de heridas abdominales y torácicas y en cirugías maxilofacial.

- **Poliglactina 910 (Vicryl Rapid):** Sutura trenzada compuesta de un copolímero de lactato y glicolato, con una combinación de lactato, poliglactina y estearato cálcico. Se produce la pérdida de su resistencia a la tensión a los 12 días, es absorbida por completo a los 42 días.³⁰
- **El ácido poliglicólico:** Es un homopolímero del ácido glicólico, de menor reacción tisular que el catgut, debido a que es degradado por hidrólisis. Se reabsorbe en un período de 2 a 8 semanas.³⁰
- **Poliglecaprona 25 (Monocryl Plus):** Compuesto de copolímero de glicolato y épsilon-coprolactona. Se prefiere en las intervenciones que solicitan una alta resistencia inicial a la tensión en las dos primeras semanas del post operatorio, dado que posee mayor fuerza tensil inicial de todas las suturas absorbibles.³⁰
- **Poliglactina 910 (Vicryl Plus):** Sutura trenzada, permite la facilidad de manipulación, suavidad al aproximar el punto y seguridad en los nudos. La tensión se pierde a los 35 días tras su colocación, la absorción es completa en promedio a los 63 días.
- **Polidioxanona (PDS PLUS):** Monofilamento combinado de polímero poliéster que le confiere gran suavidad y flexibilidad, mantiene la herida sujeta hasta por 98 días. Y ofrece un periodo más prolongado de resistencia que existe en la actualidad.³⁰

2.2.4.5. Suturas no absorbibles

- **Seda quirúrgica:** Es el material de sutura que más se emplea en cirugía bucal, debido a que ofrece ventajas en la manipulación y al ser multifilamento

aceptable ya que los nudos no se desaten, Los filamentos pueden ser retorcidos o trenzados y pierde su tensión cuando se humedece.³⁰

- **Acero inoxidable quirúrgico:** Presenta flexibilidad y resistencia, incluso en calibres finos, ofrecen elevada seguridad del nudo y compatibilidad con prótesis.³⁰
- **Sutura de nylon:** Fabricado con una elasticidad adecuadas para el cierre de las heridas. Se degradan por hidrolisis. Puede ser monofilamento o multifilamento, aunque ambos permiten una buena manipulación, las suturas monofilamentos regresan a su estado original.
- **Sutura de polipropileno Prolene:** Provoca mínima reacción en los tejidos y ofrece una buena resistencia de los nudos. Es inerte no se adhiere a los tejidos y la retirada es muy fácil.³⁰
- **El lino:** Es un material más resistente que la seda, pero la superficie áspera genera problemas al manipularlo y cruzar tejidos.
- **El algodón:** Fibra de celulosa natural, la resistencia a la tensión es parecida a la de seda negra.

2.2.5. Línea de sutura primaria

Es la línea de puntos que fija la aproximación de los bordes de una herida durante la cicatrización por primera intención.

- **Sutura continua:** Son una sucesión de puntos realizados con un solo hilo de material. Entre sus ventajas se puede aplicar con gran rapidez, la tensión se

distribuye equilibradamente a largo de toda la sutura, menos cantidad de cuerpo extraño en el organismo.²⁹

- **Sutura discontinua:** Se emplea varios puntos para cerrar la herida, en cada uno de ellos el hilo se anuda y luego se corta. De esta manera se consigue un cierre más seguro, porque si algún motivo se rompe los puntos, los demás mantienen la aproximación de los bordes de la herida.³⁰
- **Sutura subcuticular:** Suturas continuas o discontinuas que se colocan en la dermis, debajo de la epidermis²⁹

2.2.6. Principios de anudado

- El nudo cuando se termina debe ser firme y tenso tanto que su movimiento sea prácticamente negativo.
- El nudo debe ser tan simple y pequeño, para evitar una excesiva reacción del tejido oral cuando se utilicen suturas absorbibles, o para disminuir la reacción de los cuerpos extraños provocada por las suturas no absorbibles.³⁰
- El nudo debe evitar la fricción entre los hilos, dado que debilita la integridad de la sutura.
- La tensión excesiva puede causar la ruptura del material o seccionar el tejido.
- Realizar la primera lazada, se debe mantener la tracción en uno de los lados del hilo para evitar que se afloje.
- Los nudos adicionales no se deben utilizar para incrementar su resistencia.³⁰

2.3. Definición de términos básicos

- **Tracción:** Es un esfuerzo de tracción creciente, generalmente hasta la rotura, con el fin de conocer una o más de sus características físicas.
- **Máquina de ensayo:** Conformada por una probeta alargada por el movimiento de la cabeza, a célula de carga y el extensómetro mide la magnitud de la carga aplicada y la elongación respectiva.
- **Sutura:** Colocación de puntos en una herida con el objeto de aproximar sus bordes.
- **Esfuerzo de cedencia:** Es el punto en el cual el material sufre deformación plástica, es el material pasa la zona de deformación elástica y queda deformado permanentemente.
- **Esfuerzo a tensión:** Relación de la máxima carga soportada durante la prueba de tensión entre el área de la sección transversal original.
- **Módulo elástico:** Determina la rigidez de un material, en cuanto a la resistencia a la deformación.
- **Porcentaje de elongación:** El resultado nos indicará la ductilidad con la que cuenta el material, esto significa la capacidad que tiene el material para deformarse antes de llegar al punto de ruptura del mismo.
- **Módulo de resistencia:** Área que aparece bajo la porción elástica de la curva esfuerzo-deformación, es la energía elástica que un material absorbe o libera durante la aplicación.

CAPÍTULO III

HIPÓTESIS Y VARIABLES DE LA INVESTIGACIÓN

3.1. Formulación de la hipótesis principal y derivadas

3.1.1. Hipótesis general

Ha: La resistencia de tracción de los hilos de sutura seda negra 3-0 y ácido poliglicólico 3-0 previo a la inmersión de saliva artificial son resistentes al desplazamiento generado por la máquina de tracción-2019.

Ho: La resistencia de tracción de los hilos de sutura seda negra 3-0 y ácido poliglicólico 3-0 previo a la inmersión de saliva artificial no son resistentes al desplazamiento generado por la máquina de tracción-2019.

3.2. Variables; definición conceptual y operacional.

Resistencia de tracción de los hilos **(VI)**: Es la fuerza máxima que es capaz de soportar una sutura sometida a un esfuerzo longitudinal.

Hilo de sutura seda negra 3/0 y ácido poliglicólico 3/0 **(VD)**: Es un hilo especial que se emplea para la colocación de puntos en una herida con el objeto de aproximar sus bordes.

3.3. Operacionalización de variables

VARIABLES	DIMENSIONES	INDICADORES	CATEGORIAS	VALORES	ESCALA
Resistencia de tracción de los hilos. (VI)	<ul style="list-style-type: none"> Elasticidad, deformación y elongación residual. Resistencia a la tracción y tenacidad. Tensión y trabajo de ruptura. Calibre. 	<p>Máquina de tracción universal Zwick Roell Z010</p> <p>Velocidad de ensayo</p> <p>50 mm/min 250mm/min (Newton a Kilogramo-Fuerza)</p>	<p>Resistencia baja</p> <p>Resistencia media</p> <p>Resistencia alta</p>	<p>1 - 2 kilogramo Fuerza</p> <p>2.01 - 3 kilogramo Fuerza</p> <p>3.01 – a más kilogramo Fuerza</p>	Ordinal/ cuantitativo
Hilos de sutura seda negra y ácido poliglicólico. (VD)	Elongación de la rotura	Tiempo de rotura del hilo de sutura	<p>Rotura rápida</p> <p>Rotura lenta</p> <p>Rotura prolongada</p>	<p>(0- 20 segundos)</p> <p>(21-40 segundos)</p> <p>(41- a más segundos)</p>	Ordinal/ cuantitativo
		% de elongación de la tracción	<p>Elongación baja</p> <p>Elongación media</p> <p>Elongación alta</p>	<p>0 – 20% elongación</p> <p>20.01% - 40% elongación</p> <p>40.01% a más elongación</p>	

CAPÍTULO IV:

METODOLOGÍA

4.1. Diseño metodológico

El presente estudio es cuantitativo de carácter prospectivo, corte transversal, observacional y comparativo.

- Según dada la naturaleza de la investigación es no **experimental**, se llevó a cabo en una **Máquina de Tracción Universal ZWICK ROELL Z010**, se observó la variación de resistencias a la tracción de los hilos de suturas inmersos en saliva artificial, se siguieron los parámetros que exige una investigación.³¹
- Según el diseño de estudio fue un **ensayo de laboratorio (tracción y elongación en hilo de sutura)**; porque se probó la hipótesis a través de la resistencia de los hilos de sutura.³¹
- Según la intervención del investigador el estudio fue **observacional**, solo se observa y se describe en forma precisa los fenómenos.³¹
- Según el número de mediciones de la variable de estudio fue **transversal**, porque los instrumentos se aplicarán en solo momento.³¹
- Nuestra investigación tiene un Nivel III, o también conocido como un **nivel correlación**.³¹
- **Tipo comparativa** debido a que se evaluó la presencia de diferencias significativas entre los distintos hilos de suturas de seda negra 3/0 y ácido poliglicólico 3/0.³¹

4.2. Diseño muestral

4.2.1 Población:

El estudio se llevó cabo mediante la preparación de 20 muestras de hilo de sutura seda negra 3/0 (10 muestras inmersas en saliva artificial + 10 muestras sin inmersión de saliva artificial) y 20 muestras de hilos de sutura de ácido poliglicólico 3/0 (10 muestras inmersas en saliva artificial + 10 muestras sin inmersión de saliva artificial)., donde se compararon la resistencia de tracción de los hilos, para ello se usó la formula experimental para comparación de medias.

4.2.2 Muestra:

Tipo de Muestreo:

No se realizó un muestreo probabilístico, la muestra fue de tipo intencional o por conveniencia, por lo tanto se prepararon muestras de sutura seda negra 3/0 y ácido poliglicólico 3/0 sumergidos en saliva artificial.

Criterios de Selección

Criterios de Inclusión:

- Hilos de sutura seda negra 3/0 y ácido poliglicólico 3/0 en buen estado que fueron usados en la Máquina de Tracción Universal.
- Resistencia de tracción de las suturas con fuerzas de velocidad de 50mm/min; y 250mm/min.
- Hilos de sutura correctamente sellado.
- Dentro del período de tiempo de caducidad.
- Sumergidos los hilos de sutura en saliva artificial.

Criterios de Exclusión:

- Suturas quirúrgicas de tamaño 4/0.

- Suturas quirúrgicas de tamaño 5/0
- Hilos de sutura roto.
- Hilos de sutura que presenten algún cambio de color o se encuentren deformados

4.3. Técnicas e instrumento de recolección de datos.

A. Técnica de recolección de datos:

El proceso se comenzó con la solicitud de aprobación del presente proyecto de investigación dirigida a la Directora de la Escuela Profesional de Estomatología, Dra. Helder Myriam Ocampo Guablochi, tras haber levantado distintas observaciones hechas por el asesor designado por la Escuela Profesional de Estomatología.

Se solicitó la carta de presentación entregada por la Universidad Alas Peruanas para ser entregada por el investigador al **LABICER (LABORATORIO N°12)** análisis químico, consultoría e Investigación, Universidad Nacional de Ingeniería – Facultad de Ciencias, Ese laboratorio cumplió las disposiciones legales, reglamentarias y administrativas.

Se usó 40 muestras de hilo de sutura, distribuidos en dos grupos: 20 para el **Grupo A (Hilo de sutura seda negra 3/0)** y 20 para el **Grupo B (ácido poliglicólico 3/0)**; divididos de esta forma 10 muestras inmersas en saliva artificial + 10 muestras sin inmersión de saliva artificial); los materiales quirúrgicos que se utilizaron son:

- Caja instrumental simple

- Tijera de mayo
- Pinza de hemostasia tipo mosquito sin dientes
- Hilos de Suturas 3/0

Seguidamente las muestras fueron sometidas a la resistencia de tracción máxima, tracción a la rotura y elongación a la rotura (**utilizando la Máquina de Tracción Universal ZWICK ROELL Z010**)

- **Seda negra 3/0 y Ácido poliglicólico 3/0:** Tracción del hilo con velocidad de ensayo de 50mm/min y 250mm/min; condiciones ambientales (temperatura 25°C, humedad relativa 59%).
- **Saliva artificial:** 250 ml de hidratante bucal,

Máquina de tracción universal Zwick Roell Z010 específico para medir la resistencia de tracción del hilo de sutura.

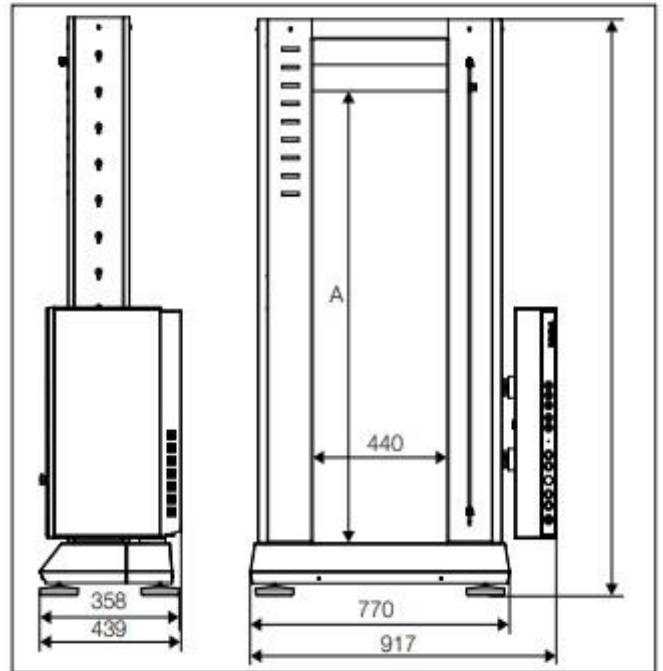
Un instrumento certificado para prensar materiales de ensayo a tracción, la célula de carga y el extensómetro miden la magnitud de la carga aplicada y la elongación respectivamente. Consta de una célula de carga, mordazas, controladores del equipo y una PC- On line con el equipo.

Permite establecer velocidades mínimas extremadamente bajas, combinadas con excelente precisión de velocidad, ya que las células de carga son muy estables.

Seguridad incorporada de acuerdo con la directiva maquinaria, que implementan todas las máquinas Zwick Roell, acompañadas con la certificación de conformidad en la entrega y garantía para el usuario (Anexo 06).



Máquina de tracción universal



Principio de la máquina de tracción universal Z100

Procedimiento

El tiempo promedio de resistencia a la tracción se da en intervalos de: (0-20 segundos, 21-40 seg, 41- a más seg) y el % de elongación a la tracción es 0-20%; 20.01% - 40%; 40.01% a más, sometido a una fuerza de rompimiento de hilo.

Luego se observó los datos analizados por la Máquina de Tracción Universal de cada sutura rota con diferentes tiempos de registros, comparando los hallazgos de los diferentes hilos que proporcionaron mayor resistencia a la tracción.

4.4. Técnicas estadísticas para el procedimiento de la información.

Análisis inferencial. - Se inició el análisis de cada una de las estadísticas descriptivas comparando la frecuencia media, mediana, y las correlaciones de las tablas cruzadas en el grupo experimental; este análisis sirvió para identificar las frecuencias y porcentajes obtenidos en cada una de las dimensiones consideradas en las variables con el fin de determinar diferencias estadísticamente significativas entre cada de las frecuencias observadas.

Para demostrar la significancia estadística de las frecuencias del estudio, se realizó un análisis bivariado a través de la prueba no paramétrica ANOVA de un factor y prueba Spearman. En la significancia estadística de la prueba se consideró el valor $p \leq$ de 0,05.

El procesamiento de los datos se llevó a cabo con el programa estadístico SSPS versión 24.0.

4.5. Aspectos éticos

Para fines de la investigación no se consideró los principios éticos ya que se trabajó con la ayuda de una Máquina de Tracción Universal Zwick Roell Z1010; que permitió medir la resistencia de tracción y elongación de los hilos de sutura. Por lo cual no se necesitó muestras de personas, ni la aprobación del consentimiento informado.

CAPÍTULO V:

ANÁLISIS DE RESULTADOS Y DISCUSIÓN

5.1 Análisis descriptivos, tablas de frecuencia, gráficos

Tabla N°01

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 – 2019

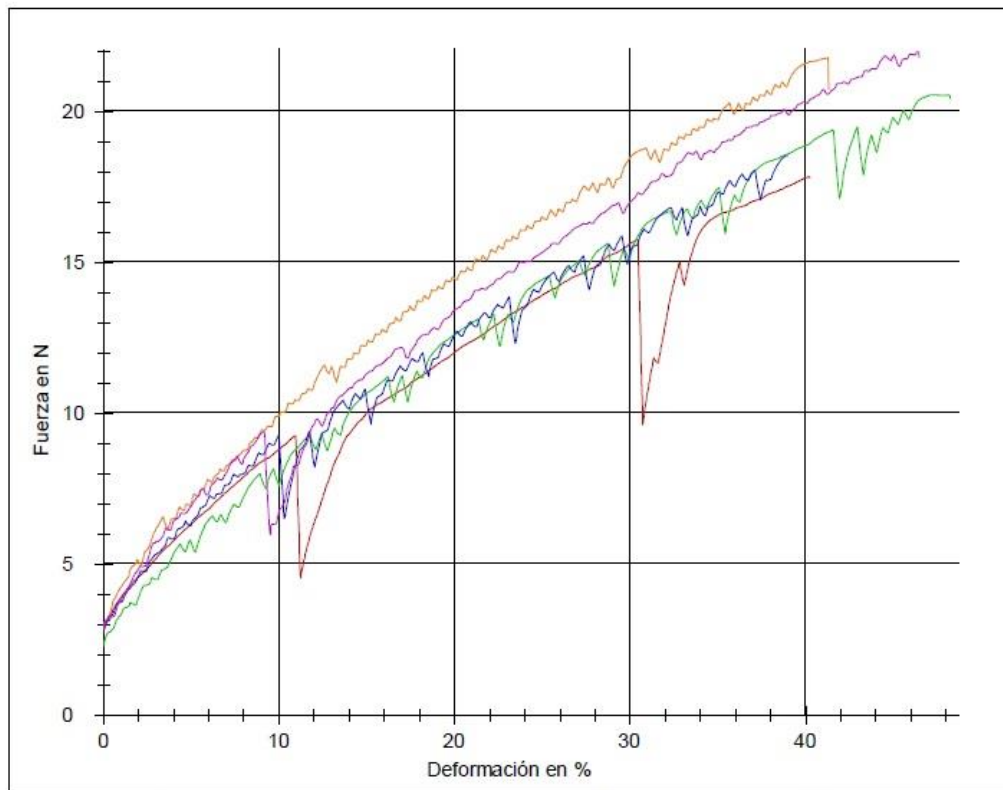
N° muestra	SUTURA SEDA NEGRA		SUTURA DE ÁCIDO POLIGLICÓLICO	
	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN MÁXIMA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN LA ROTURA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN MÁXIMA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN LA ROTURA (N)
1	18,53	18,37	33,45	33,34
2	16,41	15,85	30,93	30,90
3	20,72	20,23	34,40	34,01
4	21,12	20,33	32,63	31,80
5	19,93	19,87	31,62	31,15
6	17,83	17,79	35,69	35,28
7	20,56	20,41	33,52	33,45
8	18,54	18,54	33,90	33,90
9	21,79	20,73	31,11	30,89
10	21,97	21,79	34,48	34,48
Promedio	19.74	19.39	33.17	32.92

Fuente propia de investigador

Se observa que la sutura de ácido poliglicólico 3/0 presentó una carga máxima de resistencia a la tracción promedio de 33.17 N; y una resistencia a la tracción en la rotura de 32.92N; en comparación al hilo de sutura seda negra 3/0 que mostró una resistencia a la tracción máxima de 19.74N y una resistencia a la tracción en la rotura de 19.39N.

Gráfico N°1.1

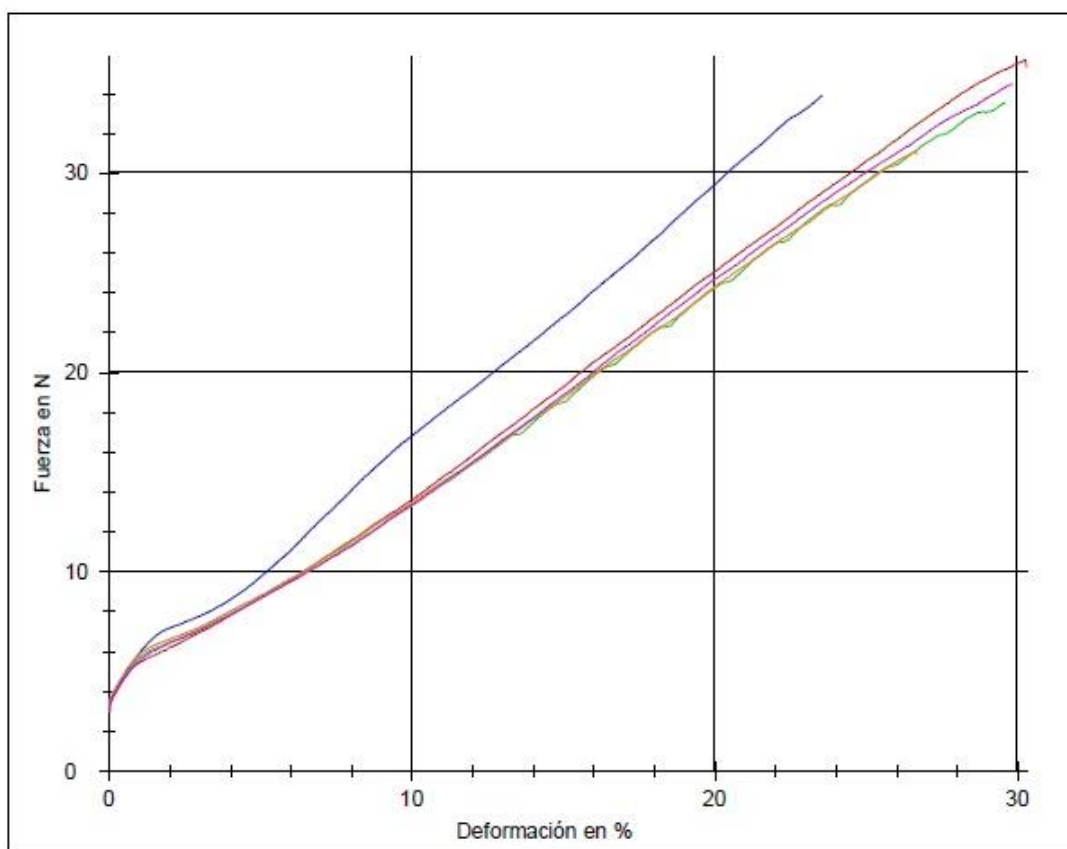
Resistencia de tracción de los hilos de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019



RESISTENCIA A LA TRACCIÓN VS ELONGACIÓN DE LA MUESTRA
(HILO DE SUTURA SEDA NEGRA INMERSA EN SALIVA ARTIFICIAL)

Gráfico N°1.2

Resistencia de tracción de los hilos de sutura ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019



RESISTENCIA A LA TRACCIÓN VS ELÓNACIÓN DE LA MUESTRA

(HILO DE SUTURA DE ÁCIDO POLIGLICÓLICO INMERSA EN SALIVA ARTIFICIAL)

Tabla N°02

Resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, Según la velocidad de 50mm/min

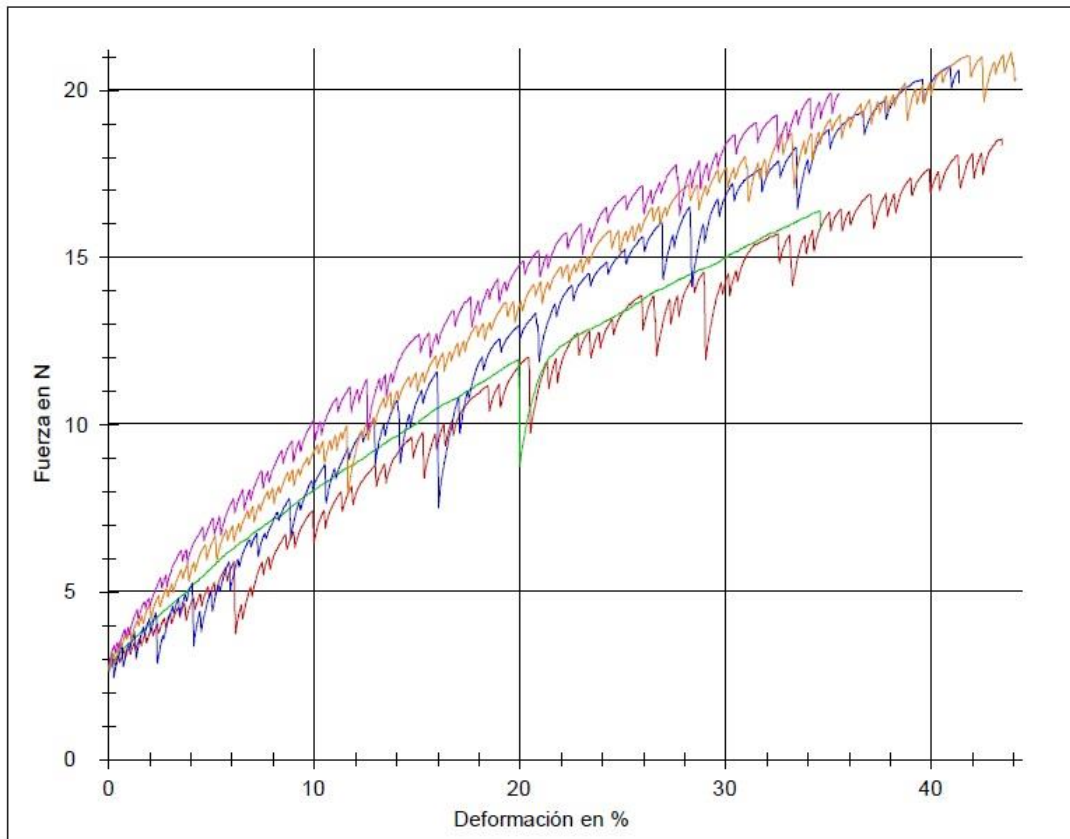
N° muestra	SUTURA SEDA NEGRA CON CONTACTO DE SALIVA		SUTURA SEDA NEGRA SIN CONTACTO DE SALIVA	
	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN MAXIMA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN LA ROTURA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN MAXIMA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN LA ROTURA (N)
1	18,53	18,37	17,11	17,01
2	16,41	15,85	15,25	14,94
3	20,72	20,23	20,16	20,13
4	21,12	20,33	18,22	17,47
5	19,93	19,87	16,31	16,31
Promedio	19.34	18.93	17.41	17.17

Fuente propia de investigador

Se observa que la sutura seda negra 3/0 con contacto de saliva y velocidad de tracción de 50mm/min incrementó una carga máxima de resistencia a la tracción de 19.34N; y una resistencia a la tracción en la rotura de 18.93N; a diferencia del hilo de sutura seda negra 3/0 sin contacto de saliva que mostró una resistencia a la tracción máxima promedio de 17.41N y una resistencia a la tracción en la rotura de 17.17N.

Gráfico N°2

Resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, Según la velocidad de 50mm/min

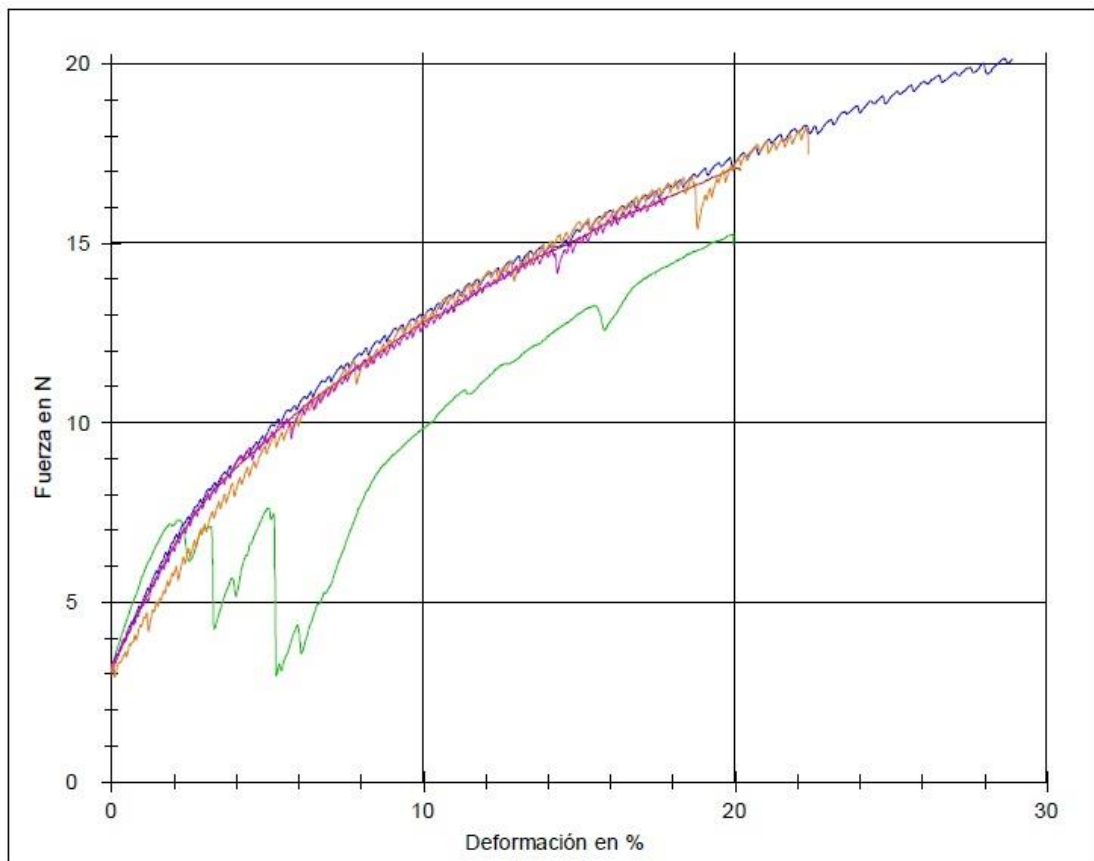


RESISTENCIA A LA TRACCIÓN VS ELONGACIÓN DE LA MUESTRA

(HILO DE SUTURA SEDA NEGRA CON CONTACTO DE SALIVA)

Gráfico N°2.2

Resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 sin inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, Según la velocidad de 50mm/min



RESISTENCIA A LA TRACCIÓN VS ELONGACIÓN DE LA MUESTRA

(HILO DE SUTURA SEDA NEGRA CON CONTACTO DE SALIVA)

Tabla N°03

Resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, Según la velocidad de 250 mm/min.

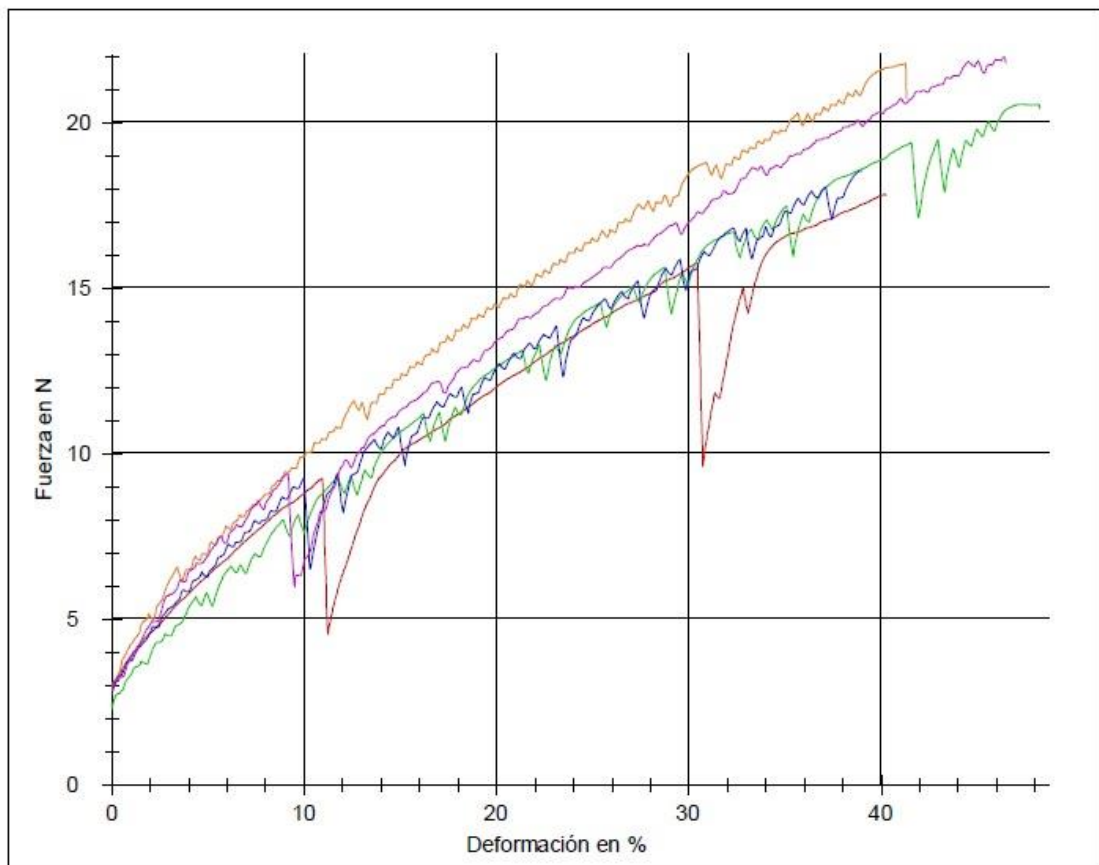
N° muestra	SUTURA SEDA NEGRA CON CONTACTO DE SALIVA		SUTURA SEDA NEGRA SIN CONTACTO DE SALIVA	
	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN MAXIMA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN LA ROTURA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN MAXIMA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN LA ROTURA (N)
1	17,83	17,79	20,52	20,01
2	20,56	20,41	20,56	20,53
3	18,54	18,54	21,72	21,51
4	21,79	20,73	21,47	21,40
5	21,97	21,79	21,10	20,42
Promedio	20.14	19.85	21.07	20.81

Fuente propia de investigador

Se observa que la sutura seda negra 3/0 con contacto de saliva y velocidad de tracción de 250 mm/min incrementó una carga máxima superior de resistencia a la tracción de 20.14N; y una resistencia a la tracción en la rotura de 19.85N; a diferencia del hilo de sutura seda negra 3/0 sin contacto de saliva que desarrolló una resistencia a la tracción máxima similar de 21.07N y una resistencia a la tracción en la rotura de 20.81N.

Gráfico N°3

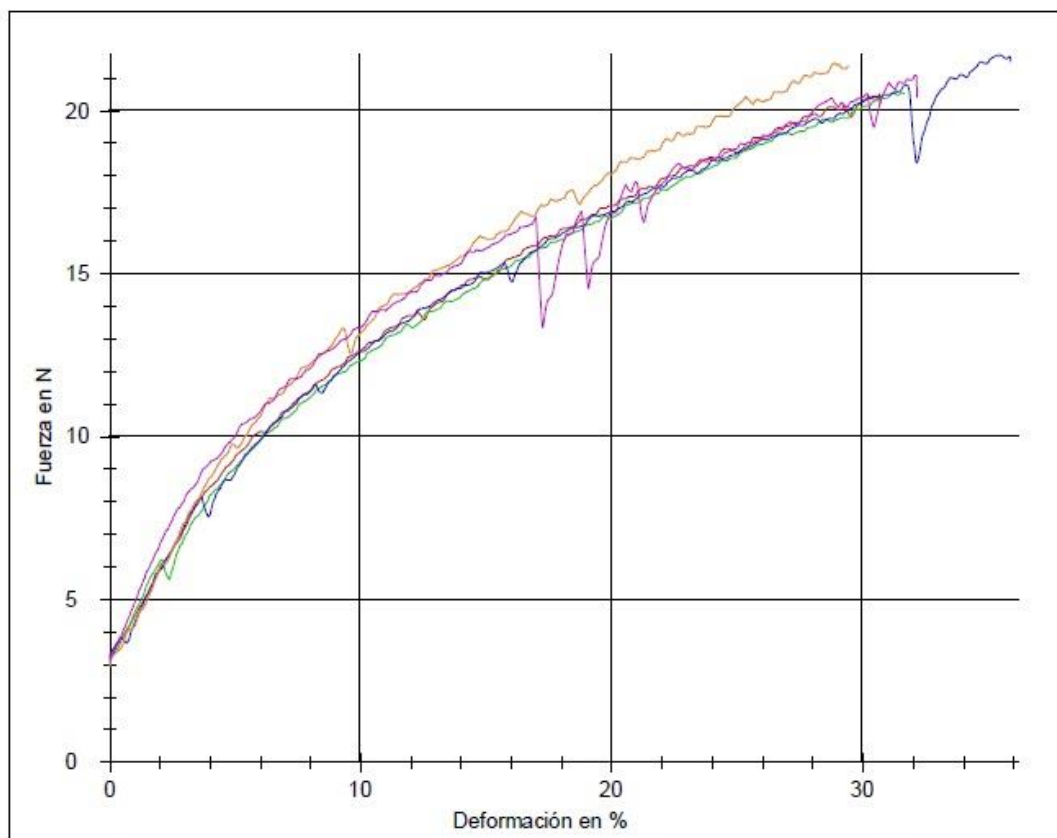
Resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, Según velocidad de 250 mm/min.



RESISTENCIA A LA TRACCIÓN VS ELONGACIÓN DE LA MUESTRA
(HILO DE SUTURA SEDA NEGRA CON CONTACTO DE SALIVA)

Gráfico N°3.3

Resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 sin inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, Según la velocidad de 250 mm/min.



RESISTENCIA A LA TRACCIÓN VS ELONGACIÓN DE LA MUESTRA
(HILO DE SUTURA SEDA NEGRA SIN CONTACTO DE SALIVA)

Tabla N°04

Resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando e la máquina de tracción – 2019, Según velocidad de 50mm/min

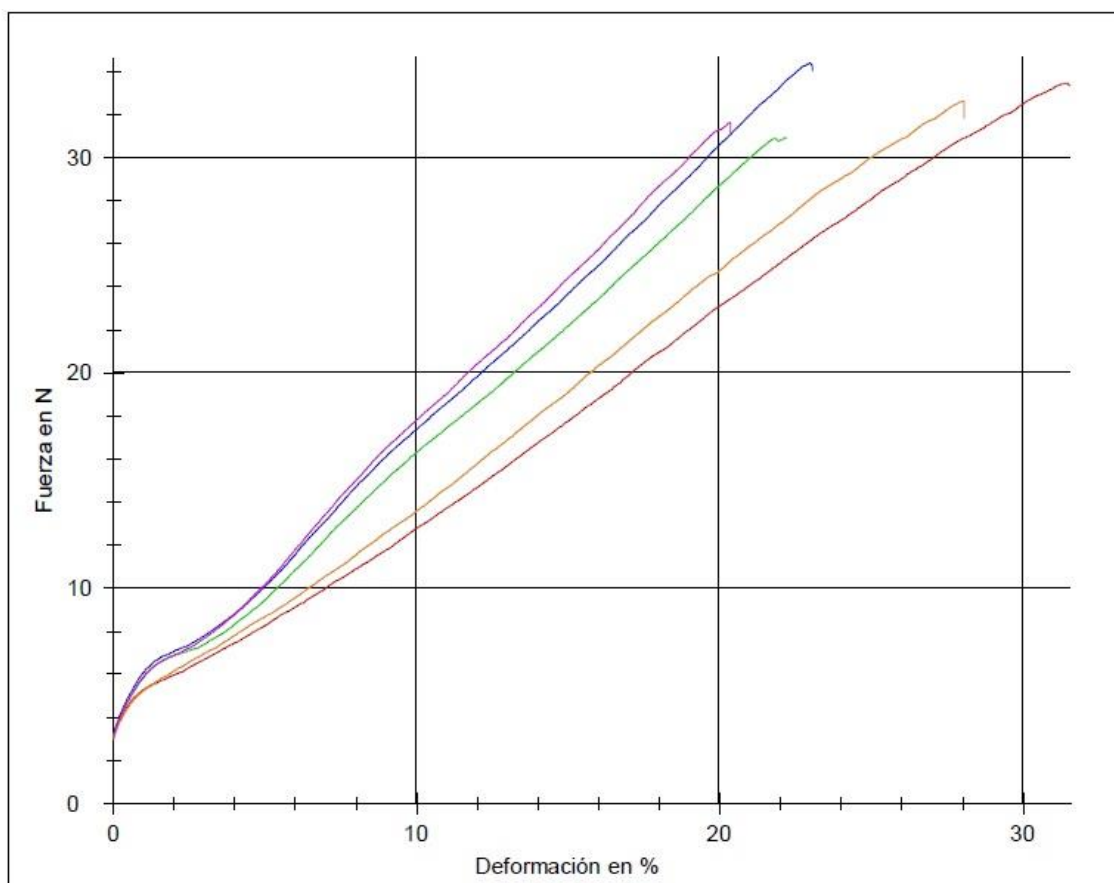
N° muestra	SUTURA ÁCIDO POLIGLICÓLICO CON CONTACTO DE SALIVA		SUTURA ÁCIDO POLIGLICÓLICO SIN CONTACTO DE SALIVA	
	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN MAXIMA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN LA ROTURA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN MAXIMA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN LA ROTURA (N)
1	33,45	33,34	29,74	29,12
2	30,93	30,90	33,52	33,04
3	34,40	34,01	33,14	30,99
4	32,63	31,80	29,26	28,52
5	31,62	31,15	31,87	31,81
Promedio	32.61	32.24	31.51	30.70

Fuente propia de investigador

Se observa que la sutura ácida poliglicólico 3/0 con contacto de saliva y velocidad de tracción de 50mm/min incrementó una carga máxima más superior de resistencia a la tracción de 32.61N; y una resistencia a la tracción en la rotura de 32.24N; a diferencia del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 sin contacto de saliva que resistió una resistencia a la tracción máxima menor de 31.51N y una resistencia a la tracción en la rotura de 30.7N.

GRÁFICO N°4

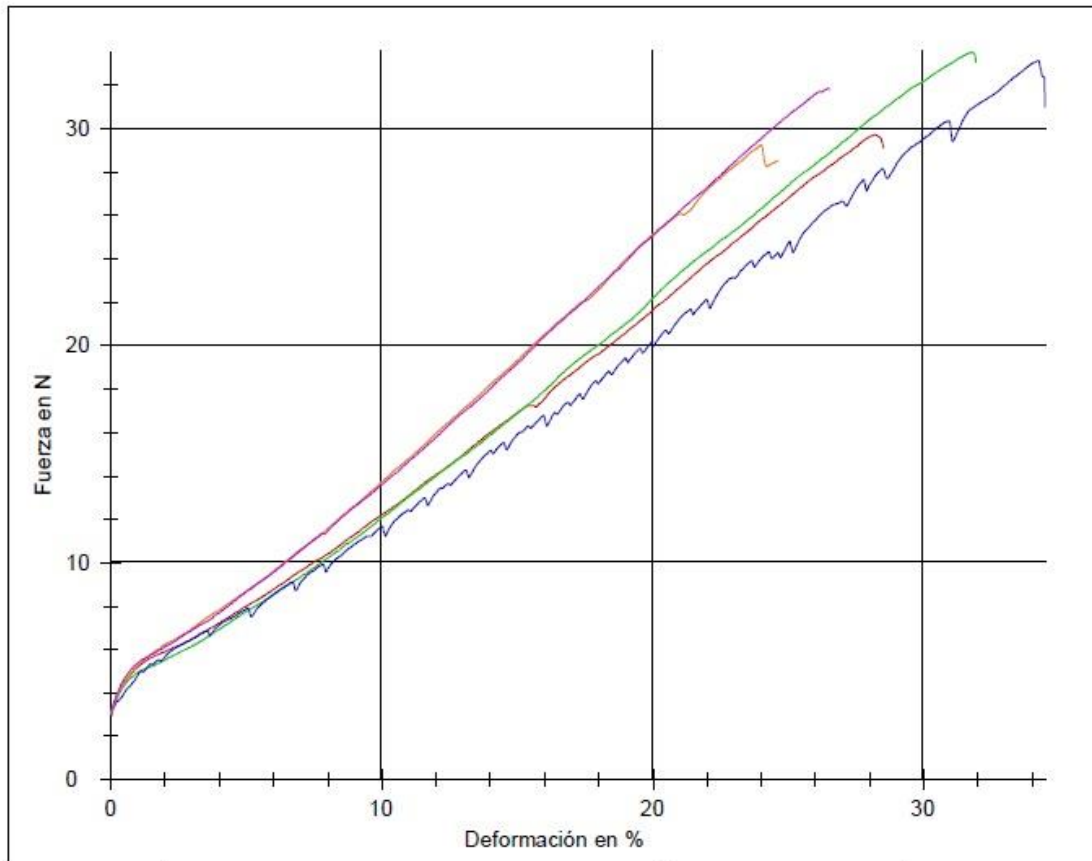
Resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando e la máquina de tracción – 2019, Según velocidad de 50mm/min



RÉSISTENCIA A LA TRACCIÓN VS ELONGACIÓN DE LA MUESTRA
(HILO DE SUTURA ÁCIDO POLIGLICÓLICO CON CONTACTO DE SALIVA)

GRÁFICO N°4.4

Resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0, sin inmersión de saliva artificial utilizando e la máquina de tracción – 2019, Según velocidad de 50mm/min



RESISTENCIA A LA TRACCIÓN VS ELONGACIÓN DE LA MUESTRA
(HILO DE SUTURA ÁCIDO POLIGLICÓLICO SIN CONTACTO DE SALIVA)

Tabla N°05

Resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando e la máquina de tracción – 2019, Según velocidad de 250mm/min

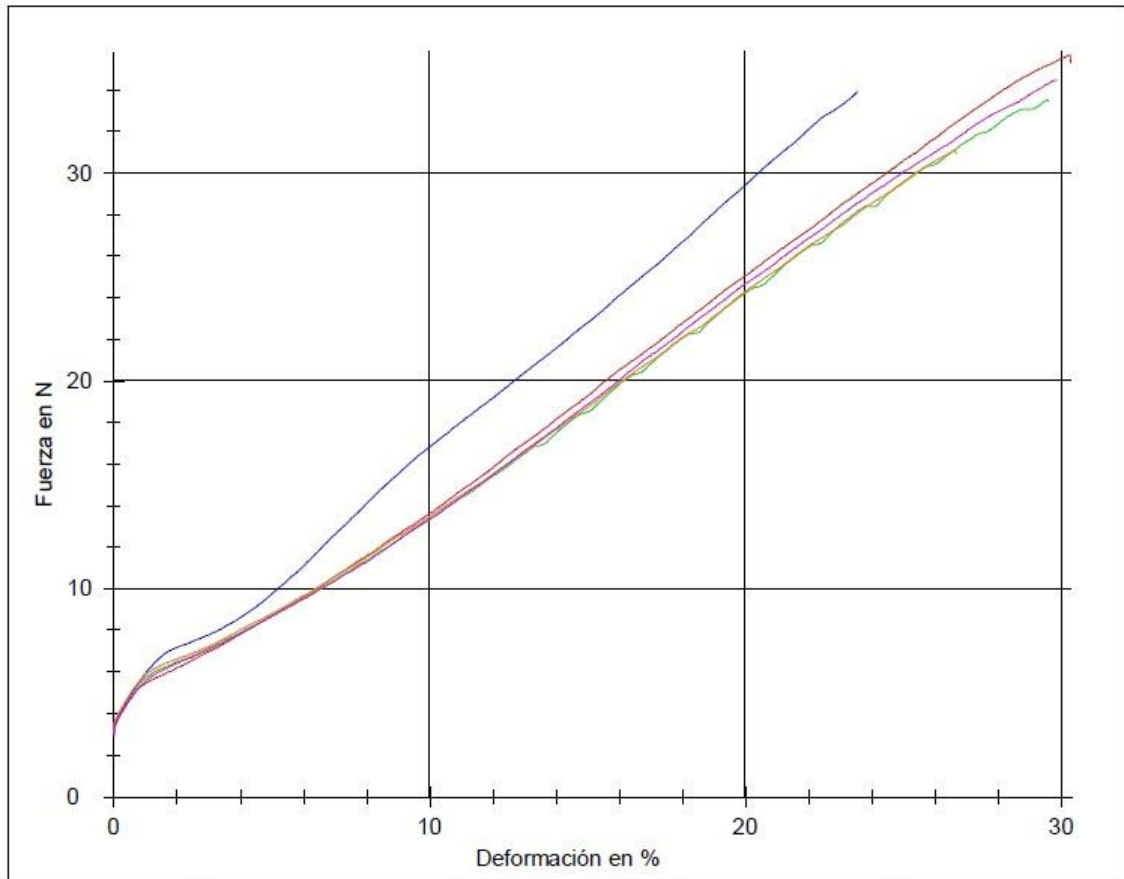
N° muestra	SUTURA ÁCIDO POLIGLICÓLICO CON CONTACTO DE SALIVA		SUTURA ÁCIDO POLIGLICÓLICO SIN CONTACTO DE SALIVA	
	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN MAXIMA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN LA ROTURA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN MAXIMA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN LA ROTURA (N)
1	35,69	35,28	35,44	34,61
2	33,52	33,45	32,48	32,48
3	33,90	33,90	33,82	33,28
4	31,11	30,89	31,53	31,53
5	34,48	34,48	30,24	28,75
Promedio	33.74	33.60	32.70	32.13

Fuente propia de investigador

Se observa que la sutura de ácida poliglicólico 3/0 con contacto de saliva y velocidad de tracción de 250mm/min incrementó una carga máxima de resistencia a la tracción de 33.74N; y una resistencia a la tracción en la rotura de 33.6N; a diferencia del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 sin contacto de saliva que resistió una resistencia a la tracción máxima mayor de 32.7N y una resistencia a la tracción en la rotura de 32.13N.

Gráfico N°5

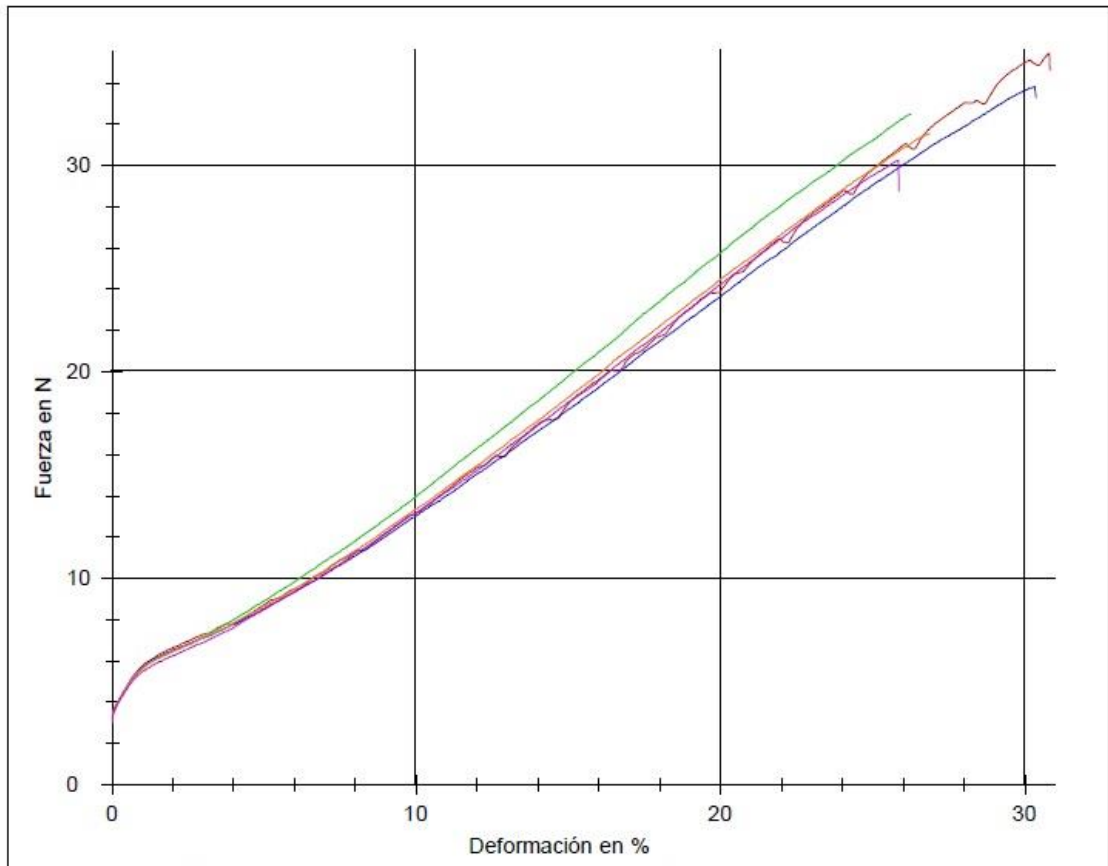
Resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando e la máquina de tracción – 2019, Según velocidad de 250mm/min



RESISTENCIA A LA TRACCIÓN VS ELONGACIÓN DE LA MUESTRA
(HILO DE SUTURA ÁCIDO POLIGLICÓLICO CON CONTACTO DE SALIVA)

Gráfico N°5.1

Resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0, sin inmersión de saliva artificial utilizando e la máquina de tracción – 2019, Según velocidad de 250mm/min



RESISTENCIA A LA TRACCIÓN VS ELONGACIÓN DE LA MUESTRA
(HILO DE SUTURA ÁCIDO POLIGLICÓLICO SIN CONTACTO DE SALIVA)

Tabla N°06

Resistencia de tracción de los hilos de sutura seda negra 3/0 con inmersión de saliva artificial relacionado a la elongación y tiempo de rotura utilizando la máquina de tracción – 2019.

N° muestra	SUTURA SEDA NEGRA			
	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN MAXIMA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN LA ROTURA (N)	ELONGACIÓN DE TRACCIÓN DE ROTURA	TIEMPO DE ROTURA
1	18,53	18,37	43,4%	69.2 (S)
2	16,41	15,85	34,6%	57,0 (S)
3	20,72	20,23	41,3%	69,6 (S)
4	21,12	20,33	40,1%	74,5 (S)
5	19,93	19,87	35,5%	61,3 (S)
6	17,83	17,79	40,2%	15.3 (S)
7	20,56	20,41	48,3%	14,9 (S)
8	18,54	18,54	39,0%	12,1 (S)
9	21,79	20,73	41,3%	15,0 (S)
10	21,97	21,79	46,5%	15,1 (S)
Promedio	19.74	19.39	41.02	40.4 (S)

Se observa que la sutura seda negra 3/0 con contacto de saliva incrementó una carga máxima de resistencia a la tracción de 19.74N; y una resistencia a la tracción en la rotura de 19.39N con una elongación promedio de 41,02% y tiempo de rotura promedio 40.4 segundos.

Tabla N°07

Resistencia de tracción de los hilos de ácido poliglicólico 3/0 con inmersión de saliva artificial relacionado a la elongación y tiempo de rotura utilizando la máquina de tracción – 2019.

SUTURA ÁCIDO POLIGLICÓLICO				
N° muestra	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN MAXIMA (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN LA ROTURA (N)	ELONGACIÓN DE TRACCIÓN DE ROTURA	TIEMPO DE ROTURA
1	33,45	33,34	31,4%	43,8 (S)
2	30,93	30,90	22,2%	34,7 (S)
3	34,40	34,01	23,1%	36,6 (S)
4	32,63	31,80	28,1%	45,4 (S)
5	31,62	31,15	20,4%	33,5 (S)
6	35,68	35,28	30,3%	9,8 (S)
7	33,52	33,45	29,6%	9,1 (S)
8	33,90	33,90	23,5%	7,4 (S)
9	31,11	30,89	26,7%	8,4 (S)
10	34,48	34,48	28,8%	9,2 (S)
Promedio	33.17	32.92	26.41%	23.79 (S)

Se observa que la sutura de ácido poliglicólico 3/0 con contacto de saliva resistió una carga máxima de resistencia a la tracción de 33.17N; y una resistencia a la tracción en la rotura de 32.92N, con una elongación promedio de 26.41% y tiempo de rotura promedio de 23.79 segundos.

5.2 Comprobación de hipótesis, técnicas estadísticas empleadas

Contrastación de hipótesis

- Hipótesis alterna (H_1): La resistencia de tracción de los hilos de sutura seda negra 3-0 y ácido poliglicólico 3-0 previo a la inmersión de saliva artificial son resistentes al desplazamiento generado por la máquina de tracción-2019.
- Hipótesis nula (H_0): La resistencia de tracción de los hilos de sutura seda negra 3-0 y ácido poliglicólico 3-0 previo a la inmersión de saliva artificial no son resistentes al desplazamiento generado por la máquina de tracción-2019.

Tabla 01

ANOVA						
Resistencia de tracción		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Sutura de ácido poliglicólico inmerso en saliva artificial	Entre grupos	107.907	2	53.954	73.072	.000
	Dentro de grupos	77.528	10	.738		
	Total	185.435	12			
Sutura de seda negra inmerso en saliva artificial	Entre grupos	79.685	2	39.843	99.213	.010
	Dentro de grupos	42.167	10	.402		
	Total	121.852	12			

ELABORACIÓN PROPIA DEL AUTOR

La prueba estadística usada es **ANOVA de un Factor**, que se empleó para comparar la resistencia de tracción de la sutura seda negra 3/0 y ácido poliglicólico 3/0, como resultado se obtuvo una significancia de: (0,000); (0,010).

Por lo cual en la contrastación de hipótesis permite evidenciar la relación estadísticamente significativa entre la resistencia de tracción de los hilos de sutura seda negra 3-0 y ácido poliglicólico 3-0 previo a la inmersión de saliva artificial, comprobando la resistencia al desplazamiento generado por la máquina de tracción.

Gráfico de media 01

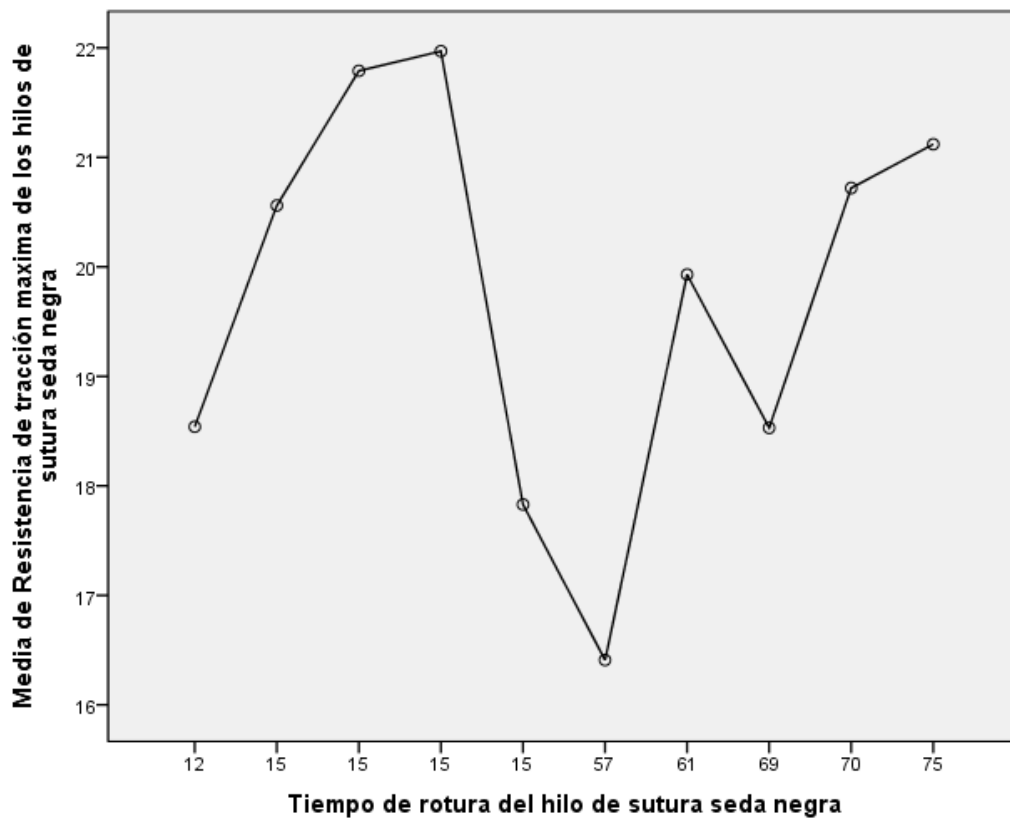


Gráfico de media 02

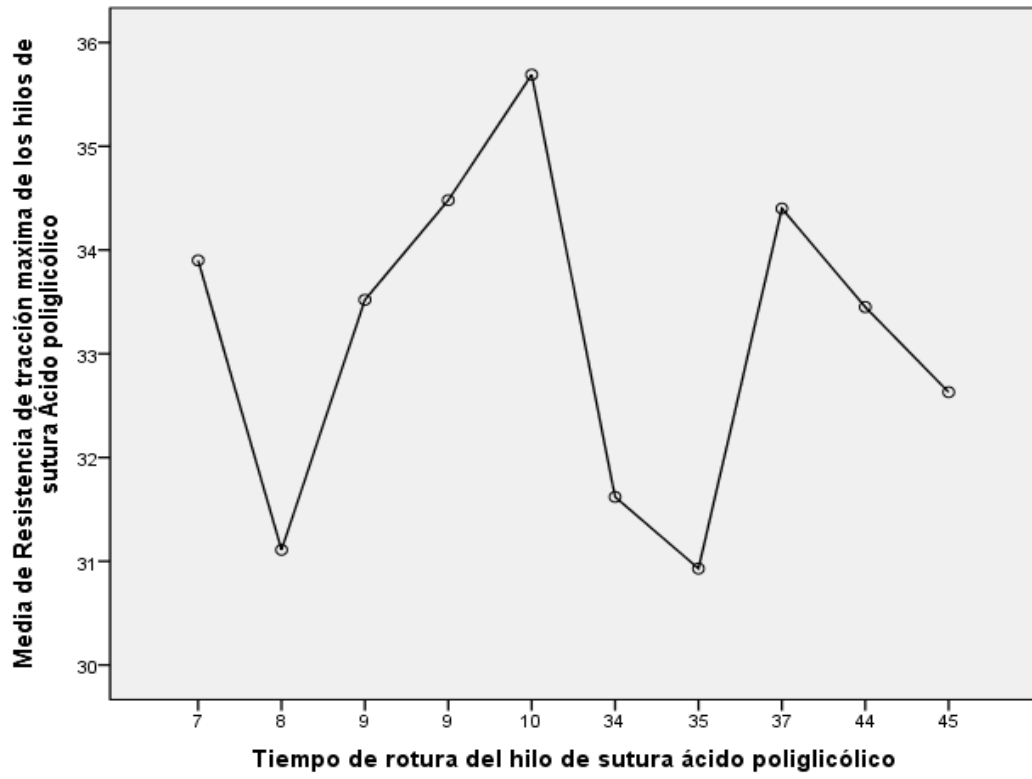


Tabla 02

Correlación 01				
			Resistencia de tracción máxima de los hilos de sutura seda negra	Tiempo de rotura del hilo de sutura seda negra
Rho de Spearman	Resistencia de tracción	Coeficiente de	.050	.040
	máxima de los hilos de	correlación		
	sutura seda negra	Sig. (bilateral)	.	.020
		N	10	10
	Tiempo de rotura del hilo de	Coeficiente de	.040	.050
	sutura seda negra	correlación		
		Sig. (bilateral)	.020	.
		N	10	10

Correlación 02				
			Resistencia de tracción máxima de los hilos de sutura Ácido poliglicólico	Tiempo de rotura del hilo de sutura ácido poliglicólico
Rho de Spearman	Resistencia de tracción	Coeficiente de	.030	.064
	máxima de los hilos de	correlación		
	sutura Ácido poliglicólico	Sig. (bilateral)	.	.000
		N	10	10
	Tiempo de rotura del hilo de	Coeficiente de	.064	.030
	sutura ácido poliglicólico	correlación		
		Sig. (bilateral)	.000	.
		N	10	10

Del mismo modo se usó la prueba estadística **Rho de Spearman**, evidenciando una relación estadísticamente significativa de resistencia al desplazamiento de tracción de los hilos de sutura **(0,020) y (0,000)**.

5.2 DISCUSIÓN

De las 20 muestras de sutura que fueron inmersas en saliva artificial, la resistencia de tracción máxima obtenida fue del ácido poliglicólico 3/0 con 3.64 kgf; asimismo presentó una resistencia a la tracción en la rotura de 3.60kgf; sin embargo, el hilo de sutura seda negra 3/0 mostró una resistencia inferior a la tracción de 2.24kgf y una resistencia a la tracción en la rotura de 2.22kgf. A diferencia a los resultados encontrados por **Balamurugan et al (2015)**; donde encontró que el ácido poliglicólico es superior a la seda negra en diferentes aspectos como la fuerza tensil, buen estado del nudo, y fácil manejo.⁸

Por otro lado, **Sujeet V. (2015)**; determinó la resistencia de tracción de los materiales de sutura absorbible quirúrgicos, previa inmersión durante las 24 horas, observando que la muestra de ácido poliglicólico mantienen su valor inicial, además la resistencia de tracción antes de la inmersión, se encontró una diferencia estadísticamente ($p < 0,001$); entre las resistencias a la tracción entre el calibre 4-0 y 5-0. También encontró que ácido poliglicólico 4-0 presenta mayor resistencia a la tracción hasta el día 10, aunque a los 7 días todos los hilos de suturas 4-0, de los tres tipos de materiales mantuvieron su resistencia a la tracción; el ácido poliglicólico 4-0 mostró mayor relación estadísticamente significativa $p = 0.0003$; de resistencia a la tracción en comparación con poliglactina 910.¹⁰

En nuestra investigación la prueba **ANOVA de un Factor**, comparó la resistencia de tracción de la sutura seda negra 3/0 y ácido poliglicólico 3/0, obteniendo una

significancia de (0.000); (0.010); demostrando resistencia al desplazamiento generado por la Máquina de Tracción Universal; donde el hilo de sutura ácido poliglicólico mostró mayor resistencia a la tracción en el tiempo de rotura.

Tim H. et al (2015); utilizó el método de sensor Stitch Force y sensor de fuerza de enganche, para medir la fuerza de una sutura traccionada, evidenciando que la fuerza máxima en el hilo de la segunda puntada cae (1.2N 0.3N); después de colocar la cuarta puntada, lo cual concluye que la sutura presenta una fuerza constante hasta más de 3 puntos lejos del extremo de la sutura.⁹

Al referirse a la sutura seda negra 3/0 con contacto de saliva y velocidad de tracción de 50mm/min se halló una carga máxima de resistencia a la tracción de 2.11kgf; y una tracción en la rotura de 2.06kgf; a diferencia del hilo de sutura seda negra 3/0 sin contacto de saliva que mostró una resistencia menor a la tracción máxima de 2.06kgf y una tracción en la rotura de 2.05kgf.

Comparando los resultados de los dos tipos de hilos, es más conveniente usar el hilo de sutura ácido poliglicólico para suturar diferentes tipos de cirugías de la cavidad bucal ya que el material de sutura permite mayor resistencia a la tracción en el momento del anudado y mejor estabilidad de los bordes; a diferencia de la seda negra que su resistencia a la tracción en la rotura es menor.

Según otro resultado de la investigación de **Hennessey D. (2016)**, en lo referente a la torción de las suturas de monofilamento y polifilamento con tensión baja para disminuir la resistencia de la sutura y aumente el riesgo de fractura de la sutura,

uso el método de fuerzas torsionales axiales en las suturas de las heridas; usando los hilos de polidioxanona, poliglactina (Vicryl), polipropileno y nylon empleando un dispositivo de prueba uniaxial. En sus resultados encontró que la fuerza de tracción máxima soportada para las suturas sin torción, la polidioxanona falló a la fuerza a la tracción de $116.4 \pm 0.84\text{N}$; poliglactina falló a $113.9 \pm 2.4 \text{ N}$, polipropileno falló $71.1 \pm 1.5 \text{ N}$ y el nylon falló a $61.8 \pm 0.5 \text{ N}$; y demostrando que la torción disminuye la fuerza de tracción de todas las suturas, un giro completo de 10mm disminuye la resistencia a la tracción de la polidioxanona en 21%, poliglactina 23%, polipropileno en un 16% y el nylon en 13% existiendo una relación estadísticamente significativa de $p < 0,001$.¹¹

En el presente estudio los datos de la sutura seda negra 3/0 con contacto de saliva y velocidad de tracción de 250mm/min incrementó una carga máxima superior de resistencia a la tracción de 2.24kgf; y una resistencia a la tracción en la rotura de 2.22kgf; a diferencia del hilo de sutura seda negra 3/0 sin contacto de saliva que desarrolló una resistencia a la tracción máxima similar de 2.21kgf y una resistencia a la tracción en la rotura de 2.19kgf. En el estudio de **Klink C. et al (2017)**; midió mediante sensores la tensión de las suturas quirúrgicas anudadas en una muestra con pérdida rápida específica de tejido en un modelo, en sus resultados se identificó tres fases en el proceso de aflojamiento de la sutura, la primera fase duró solo un minuto por lo cual el porcentaje de tensión de la pérdida está estrechamente relacionado con el contenido de sus fibras del hilo ($r = -0.424$; $p = 0.016$); concluyendo que las suturas de monofilamento no elásticas anudadas pierden rápidamente la tensión, dado que la fase inicial de

alta tensión puede reducirse mediante la reducción de la fuerza inicial de la elasticidad de las suturas.¹²

Al medir si hay mayor resistencia a la tracción de la sutura ácido poliglicólico con contacto de saliva y velocidad de tracción de 50mm/min; se observó una mayor resistencia a la tracción de 3.51kgf; y una resistencia a la tracción en la rotura de 3.47kgf; a diferencia del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 sin contacto de saliva que resistió una resistencia a la tracción máxima menor de 3.42kgf y una resistencia a la tracción en la rotura de 3.37kgf. Por otro lado, **Desire A. et al (2017)**; evaluó las propiedades físicas y mecánicas de cinco hilos de suturas empleando tres configuraciones de nudos (politetrafluoroetileno; seda negra, poliamida, ácido poliglicólico, copolímero de glicolida); y se midieron utilizando una máquina de prueba universal, el alargamiento y la carga de falla dependían directamente del material de sutura. Se evidenció que el ácido poliglicólico seguido del copolímero de glicolida mostró la mayor carga de falla de nudo, mientras que el politetrafluoroetileno manifestó menor falla del nudo ($p < 0,001$). En cuanto a la evaluación individual del material de sutura se evidenció una relación estadísticamente significativa respecto a combinaciones de configuraciones particulares de nudos.¹³

De acuerdo a lo encontrado en la sutura de ácido poliglicólico 3/0 con contacto de saliva y velocidad de tracción de 250mm/min se evidencia una carga máxima de resistencia a la tracción de 3.46kgf; y una resistencia a la tracción en la rotura

de 3.46kgf; a diferencia del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 sin contacto de saliva que resistió una resistencia a la tracción máxima mayor de 3.61kgf y una resistencia a la tracción en la rotura de 3.53kgf; sin embargo en su estudio de **Burkhard R. (2017)**; confeccionó diagramas de desgarramiento por tensión de 60 experimentos para hilos de suturas 3-0; 5-0 y 7-0 con fuerzas aplicadas de hasta 20N; en sus resultados se evidenció que los hilos de sutura 3-0 conducen principalmente a la rotura del tejido a un promedio de 13.4N. sin embargo en la comprobación de la sutura 7-0 solo resultaron en la rotura del hilo a una fuerza aplicada media de 3.7N; por otro lado los hilos de suturas 5-0 con una fuerza media de 14,6N.¹⁴

La sutura seda negra 3/0 con contacto de saliva tiene una carga máxima de resistencia a la tracción de 2.24kgf; y una resistencia a la tracción en la rotura de 2.22kgf con una elongación de 46,5% y tiempo de rotura de 15,1 segundos; también se encontró una resistencia de tracción inferior del hilo de sutura de 1.89kgf y una resistencia a la tracción en la rotura de 1.87kgf, con una elongación de 43,4% y tiempo de rotura de 69,2 segundos. Este estudio es similar a lo encontrado por **Jordan M. (2017)**; observó la deformación de la sutura plástica inducida por brechas; utilizando hilos de sutura como prolene, polydioxanone, ethibond, vicryl y fiberWire y se probaron mecánicamente para medir la resistencia de elasticidad compensada, extensión inicial, fluencia, elongación, desplazamiento de ambos extremos y resistencia a la tracción máxima, encontrando que la deformación plástica se produce con una fuerza de tensión

más en las suturas de monofilamento prolene y Polydioxanone que en los materiales trenzados ethibond, vicryl y fiberwire.¹⁵

La sutura de ácido poliglicólico 3/0 con contacto de saliva resistió una carga máxima de resistencia a la tracción de 3.64kgf; y una resistencia a la tracción en la rotura de 3.60kgf con una elongación de 30,3% y tiempo de rotura de 9,8 segundos; además se encontró una resistencia de tracción inferior del hilo de sutura ácido poliglicólico de 3.15kgf y una resistencia a la tracción en la rotura de 3.15kgf, con una elongación de 22,2% y tiempo de rotura de 34,7 segundos.

Este estudio es diferente a lo encontrado por **Gheorghe A. (2018)**; que realizó un análisis de las propiedades mecánicas de las suturas quirúrgicas flax y ácido poliglicólico; el experimento se realizó principalmente en suturas quirúrgicas de tamaño 3/0, para determinar el rendimiento de tracción de las suturas, así como la resistencia del nudo; en sus resultados se observó que la tenacidad de las suturas disminuye muy poco, por lo que puede concluir que el hilo ácido poliglicólico puede ser utilizado en óptimas condiciones, respecto al alargamiento a la rotura aumenta ligeramente, pero los valores obtenidos no son tan grandes como para conducir a un difícil manejo del hilo de sutura. El ácido poliglicólico mostró una disminución en la resistencia a la rotura del hilo con el tiempo debido a la hidrólisis en el biológico medio, ya que se encontró que después de 31 días y medio el cable de ácido poliglicólico pierde completamente fuerza.¹⁶

CONCLUSIONES

- Se observó que la sutura ácida poliglicólico 3/0, presentó mayor resistencia de tracción a la rotura a diferencia del hilo seda negra que su resistencia fue inferior a la tracción máxima.
- La sutura seda negra 3/0 con contacto de saliva (velocidad de tracción de 50mm/min), obtuvo una carga máxima mayor de resistencia promedio 19.34N a diferencia de la seda negra sin contacto de saliva que alcanzó una resistencia promedio 17.41N menor.
- La sutura seda negra 3/0 con contacto de saliva (velocidad de tracción de 250mm/min), obtuvo una fuerza de resistencia promedio mayor de 20.14N, en cambio la seda negra sin contacto de saliva alcanzó una resistencia promedio 21.07N.
- El hilo ácido poliglicólico 3/0 con contacto de saliva (velocidad de tracción de 50mm/min), alcanzó una carga máxima de resistencia promedio mayor 32.61N, sin embargo el ácido poliglicólico sin contacto de saliva obtuvo una resistencia promedio 31.51N.
- El ácido 3/0 con contacto de saliva (velocidad de tracción de 250mm/min), obtuvo una fuerza de resistencia promedio mayor de 33.74N, a diferencia el ácido poliglicólico sin contacto de saliva que alcanzó una resistencia promedio 32.7N.
- La sutura seda negra inmersa en saliva artificial logró una resistencia de tracción regular; pero con más elongación.
- El ácido poliglicólico inmersa en saliva artificial logró una resistencia de tracción buena; con menos elongación.

RECOMENDACIONES

- Realizar estudios similares con distintos tipos de hilos de sutura y trenzado, diferente permitiendo contrastar los valores obtenidos.
- Se recomienda la adquisición de una maquina tracción universal en la Facultad de Estomatología de la Universidad Alas Peruanas para la investigación en fuerzas mecánica.
- Ayudar con la difusión de resultados como los encontrados en este estudio con los estudiantes de Estomatología y con los profesionales Cirujanos Dentistas, para conocer la resistencia de cada hilo de sutura.
- Se recomienda realizar un estudio en el que incluya todas las mediciones de resistencia a la tracción de las diferentes marcas comerciales más utilizados en odontología.
- Es necesario seguir avanzando en este ámbito, y conocer el proceso de fabricación de los hilos de sutura respecto a su característica resistente y elástica biocompatible.

FUENTES DE INFORMACIÓN

- 1) Balamurugan R, Mohamed M, Pandey V, Katikaneni HKR, Kumar KRA. Clinical and histological comparison of polyglycolic acid suture with black silk suture after minor oral surgical procedure. *J Contemp Dent Pract.* 2012; 13(4): 521–7.
- 2) Mackenzie D. The history of sutures. *Med Hist.* 1973; 17(2): 158–68.
- 3) Chiapasco M. *Tácticas y Técnicas en Cirugía Oral*, Amolca, 2da ED, España. 2010
- 4) Chiapasco M. *Cirugía Oral*, Masson, 1era ED, España. 2006.
- 5) Armas K, Armas B, Segura L, Márquez J, Armas K. Materiales de sutura quirúrgico. *Rev Arch Med de Camagüey.* 2009; 13(5):0–0.
- 6) Canales J, Espinoza C, Alarcón P. Material de suturas en periodoncia e implantes. *Rev Estomatol Herediana.* 2013; 23(3): 148-53.
- 7) Siervo S. *Técnicas de Sutura en Cirugía Oral*. Barcelona: Editorial Quintessenz; 2008.
- 8) Balamurugan R, Mohamed M, Pandey V, Katikaneni HKR, Kumar KRA. Clinical and histological comparison of polyglycolic acid suture with black silk suture after minor oral surgical procedure. *J Contemp Dent Pract.* 2015; 13(4): 521–7.
- 9) Tim H, *et al.* Force Sensing in Surgical Sutures. *Journal List.* 2015; 8(12).
- 10) Sujeet V. Evaluation of tensile strength of surgical synthetic absorbable suture materials: an in vitro study. *Journal of Periodontal al Implant.* 2016; 43(1):130-135.

- 11) Hennessey DB. Torsion of monofilament and polyfilament sutures under tension decreases suture strength and increases risk of suture fracture. PubMed. 2016; 12(1):168-73.
- 12) Klink CD., *et al.* Tension of Knotted surgical sutures shows tissue specific rapid loss in a rodent model. PubMed. 2017; 11(1):36-40.
- 13) Desire A. Physical and Mechanical Evaluation of Five Suture Materials on Three Knot Configurations: An in Vitro Study. Journal polymers. 2016; 8(1):47-50.
- 14) Burkhard R. Influence of suture tension to the tearing characteristics of the soft tissues: an in vitro experiment. Clinical Oral Implants Research. 2017; 2(1):44-48.
- 15) Jordan MC. Alemania. Does plastic suture deformation induce gapping after tendon repair. A biomechanical comparison of different suture materials. PubMed. 2016; 49(13):10-12.
- 16) Gheorghe A. (2018) Romania. Analysis of the mechanical properties of flax and polyglycolic acid surgical sutures. Buletinul AGIR. 2018; 1(2):24-28.
- 17) Najarro M. 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 para optar el título de cirujano dentista]. Lima-Perú, 2018.
- 18) Kudur MH, Pai SB, Sripathi H, Prabhu S. Sutures and suturing techniques in skin closure. Indian J Dermatol Venereol Leprol. 2009; 75: 425-34.
- 19) Escoda, G., Aytés, B. Tratado de Cirugía Bucal. Tiempos operatorios en Cirugía Bucal. Madrid: Ergon. 2004.

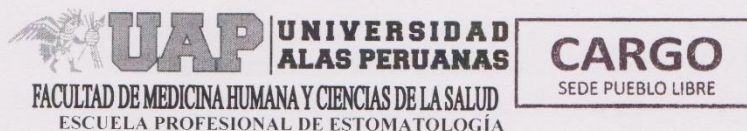
- 20) Raspall, G. Cirugía oral e implantología. Buenos Aires: Médica Panamericana. 2006.
- 21) Ethicon. Curso teórico práctico de suturas y material quirúrgico. 1a Ed. Madrid: Johnson and Johnson. 2005.
- 22) Postlethwait RW, Schauble JF, Dillon ML, Morgan J. Wound healing. II. An evaluation of surgical suture material. Surg Gynecol Obstet. 1959; 108(5): 555-66.
- 23) Bennett RG. Selection of wound closure materials. J Am Acad Dermatol. 1988;18 (4): 619-37.
- 24) Hh Selva Otaolauruchi J, Sastre Lorca J.J. Manual de Suturas. 1ed. Murcia: Laboratorios Lorca Marin S.A; 1987.
- 25) Maldonado F, Munoz L, Quezada M, Briones M, Urrutia P. Reaccion tisular a materiales de sutura no absorbibles en piel de equinos. Arch Med Vet. 2006; 38(1):637.
- 26) Varma S, LW Johnson, HL Ferguson, WV Lumb. 1981. Tissue reaction to suture materials in infected surgical wounds histopathologic evaluation. Am J Vet Res. 1981; 42(4): 563-70.
- 27) Triste SS, DA Hendrickson. Suture sinus formati following closure of ventral midline incisions wi polypropylene in three horses. J Am Vet Med Assoc. 1995; 207(6): 742-5.
- 28) Henry MM, Thompson JN. Cirugia clinica. 1a Ed. Barcelona: Elsevier Masson; 2005.
- 29) R. Koch y C. Friedrich. Manual Ethicon de cierre de heridas (en línea). Ed. Somerville, ETHICON, Inc. 2013, 1(1):22-35. Consultado 16 abr. 2016.

Disponible en <http://ar.ethicon.com/profesionales-de-la-salud/productos/cierre-deheridas/ethilon-nylon>

- 30) Dunn D; Koch R; Friedrich C. Wound closure manual (en línea). Somerville, NJ, ETHICON Inc. 2015; 8(2): 10 - 23. Consultado 10 abr. 2016 Disponible en <http://media.xn--benerstning-lcb.se/2012/04/Ethicon-wound-closure-manual.pdf>
- 31) Hernández R., Fernández C., Baptista P. Metodología de la Investigación. 6ta ed. México: Mc-Graw-Hill; 2014.

ANEXOS

ANEXO 1: Carta de Presentación



Pueblo Libre, 16 de abril del 2019

Sr Dr PEREYRA RAVINEZ, ORLANDO
UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERIA
Decano de Ciencias de Química Inorgánica

Sra Mg ACHA DE LA CRUZ, OTALIA
Jefa del CABICER

De mi consideración:

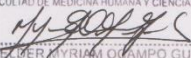
Tengo el agrado de dirigirme a usted para expresarle mi respetuoso saludo y al mismo tiempo presentarle a la egresada LITUMA QUIROZ, LUIS BLAS con código 2009224577, de la Escuela Profesional de Estomatología - Facultad de Medicina Humana y Ciencias de la Salud - Universidad Alas Peruanas, quien necesita recabar información en la el área que usted dirige para el desarrollo del trabajo de investigación (tesis).

TÍTULO: "RESISTENCIA DE TENSION DE LOS HILOS DE SUTURA SEDA NEGRA 3/0 Y ACIDO POLIGLICOLICO 3/0 PREVIO A LA INMERSION DE SALIVA ARTIFICIAL UTILIZANDO EL DINAMOMETRO CALIBRADO 2018"

A efectos de que tenga usted a bien brindarle las facilidades del caso.

Anticipo a usted mi profundo agradecimiento por la generosa atención que brinde a la presente.

Atentamente,


.....
MYRIAM OCAMPO GUABLOCHE
DIRECTORA
ESCUELA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGIA

ANEXO 2: Constancia de desarrollo de la Investigación



Pueblo Libre, 16 de abril del 2019

Sr Dr PEREYRA RAVINEZ, ORLANDO
UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERIA
Decano de Ciencias de Química Inorgánica

Sra Mg ACHA DE LA CRUZ, OTALIA
Jefa del CABICER

De mi consideración:

Tengo el agrado de dirigirme a usted para expresarle mi respetuoso saludo y al mismo tiempo presentarle a la egresada LITUMA QUIROZ, LUIS BLAS con código 2009224577, de la Escuela Profesional de Estomatología - Facultad de Medicina Humana y Ciencias de la Salud -Universidad Alas Peruanas, quien necesita recabar información en la el área que usted dirige para el desarrollo del trabajo de investigación (tesis).

TÍTULO: "RESISTENCIA DE TENSION DE LOS HILOS DE SUTURA SEDA NEGRA 3/0 Y ACIDO POLIGLICOLICO 3/0 PREVIO A LA INMERSION DE SALIVA ARTIFICIAL UTILIZANDO EL DINAMOMETRO CALIBRADO 2018"

A efectos de que tenga usted a bien brindarle las facilidades del caso.

Anticipo a usted mi profundo agradecimiento por la generosa atención que brinde a la presente.

Atentamente,



UAP UNIVERSIDAD ALAS PERUANAS
FACULTAD DE MEDICINA HUMANA Y CIENCIAS DE LA SALUD
[Signature]
HELENE MIRIAM OCAMPO GUABLOCHE
DIRECTORA
ESCUELA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGIA

ANEXO N° 3: Instrumento de recolección de datos



Ficha de recolección de datos para la investigación experimental

**RESISTENCIA DE TRACCIÓN DE LOS HILOS CON SUTURA SEDA
NEGRA 3/0 Y ÁCIDO POLIGLICÓLICO 3/0 PREVIO A LA INMERSIÓN DE
SALIVA ARTIFICIAL UTILIZANDO LA MÁQUINA DE TRACCIÓN-2019**

- 1) Resistencia de la tensión de los hilos de sutura seda negra 3/0 y ácido poliglicólico 3/0

Resistencia de tensión	Hilos de suturas (tracción)			
	Seda negra 3/0		Ácido poliglicólico 3/0	
	Grupo A		Grupo B	
	Rompimiento en segundos	Rompimiento en segundos	Rompimiento en segundos	Rompimiento en segundos
Newton				
<p style="text-align: center;">Previo a la inmersión de saliva artificial</p>				
<p>Tensión= Fuerza</p>				



RESISTENCIA DE LA TENSIÓN DE LOS HILOS CON SUTURA DE SEDA NEGRA 3/0 Y ÁCIDO POLIGLICÓLICO 3/0 PREVIO A LA INMERSIÓN DE SALIVA ARTIFICIAL UTILIZANDO LA MÁQUINA DE TRACCIÓN - 2019

Problema	Objetivo	Variables	Dimensiones	Indicadores	Metodología
<p>Problema principal</p> <p>¿Cuál es la 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 – 2019?</p> <p>Problemas secundarios</p> <p>¿Cuál es la resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, Según tracción de 50mm/min?</p> <p>¿Cuál es la resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, Según tracción de 250 mm/min?</p>	<p>Objetivo general</p> <p>Determinar la 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 – 2019</p> <p>Objetivos específicos</p> <p>Comparar la resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, Según tracción de 50mm/min.</p> <p>Comparar la resistencia de tracción del hilo de sutura seda negra 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando la máquina de tracción – 2019, Según tracción de 250 mm/min.</p>	<p>VI</p> <p>Resistencia de tracción de los hilos</p>	<ul style="list-style-type: none"> Elasticidad, deformación y elongación residual. Resistencia a la tracción y tenacidad. Tensión y trabajo de ruptura. Calibre. 	<p>Máquina de tracción universal Zwick Roell Z010</p> <p>Velocidad de ensayo</p> <p>50 mm/min 250mm/min</p> <p>(Newton a Kilogramo-Fuerza)</p>	<p>DISEÑO: Experimental, prospectivo y transversal</p> <p>TIPO: Observacional, comparativo y correlacional</p> <p>POBLACIÓN: Estuvo constituida por 20 hilos seda negra y 20 hilos de ácido poliglicólico.</p> <p>TÉCNICA: Observación estructurada</p> <p>INSTRUMENTO:</p> <p>Máquina de tracción universal Zwick Roell Z010</p> <p>Conformidad ISO 9000 and CE</p>
		<p>VD</p> <p>Hilos de sutura seda negra y ácido poliglicólico.</p>	<p>Elongación de la rotura</p>	<ul style="list-style-type: none"> Tiempo de rotura del hilo de sutura % de elongación de la tracción 	

<p>¿Cuál es la resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando e la máquina de tracción – 2019, Según tracción de 50mm/min?</p>	<p>Comparar la resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando e la máquina de tracción – 2019, Según tracción de 50mm/min.</p>				
<p>¿Cuál es la resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando e la máquina de tracción – 2019, Según tracción de 250mm/min?</p>	<p>Comparar la resistencia de tracción del hilo de sutura de ácido poliglicólico 3/0 previo a la inmersión de saliva artificial utilizando e la máquina de tracción – 2019, Según tracción de 250mm/min.</p>				
<p>¿Cuál es la resistencia de tracción de los hilos de sutura seda negra 3/0 con inmersión de saliva artificial relacionado a la elongación y tiempo de rotura utilizando la máquina de tracción – 2019?</p>	<p>Determinar la resistencia de tracción de los hilos de sutura seda negra 3/0 con inmersión de saliva artificial relacionado a la elongación y tiempo de rotura utilizando la máquina de tracción – 2019.</p>				
<p>¿Cuál es la resistencia de tracción de los hilos de sutura ácido poliglicólico 3/0 con inmersión de saliva artificial relacionado a la elongación y tiempo de rotura utilizando la máquina de tracción – 2019?</p>	<p>Determinar la resistencia de tracción de los hilos de sutura ácido poliglicólico 3/0 con inmersión de saliva artificial relacionado a la elongación y tiempo de rotura utilizando la máquina de tracción – 2019.</p>				

ANEXO 5: Fotografías

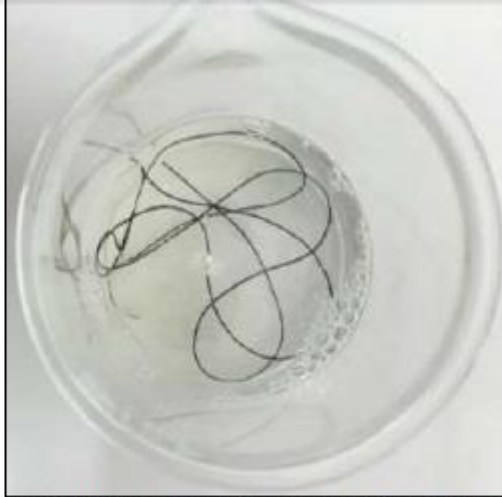


Fotografía de la muestra del ensayo



Fotografía del ensayo de tracción de la muestra

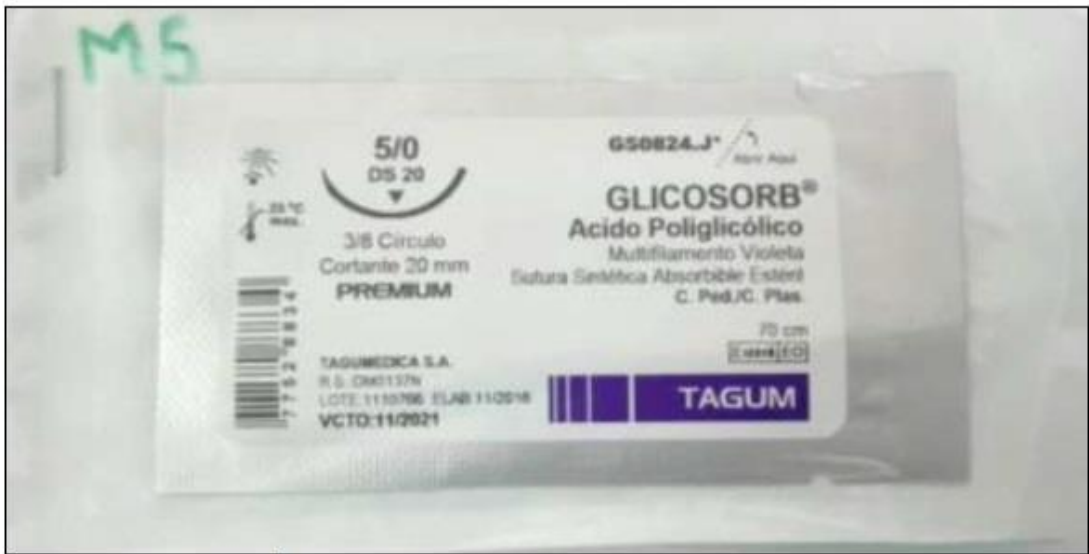
Fotografía del hilo de sutura seda negra inmerso en saliva



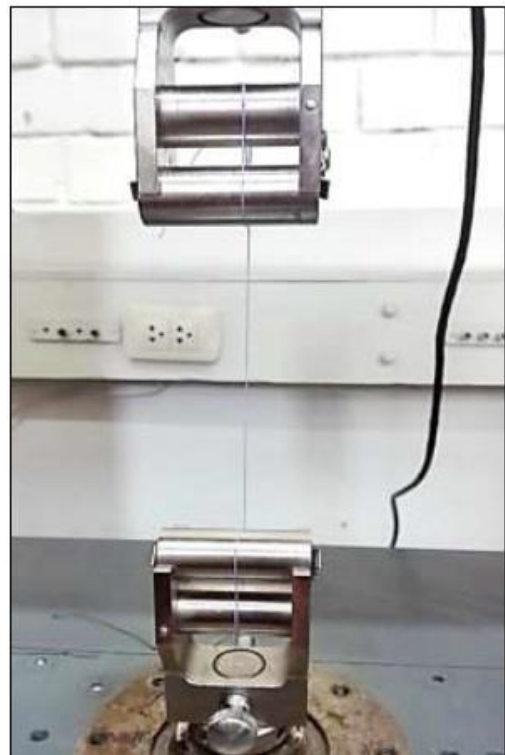
FOTOGRAFÍA DE LA EXPOSICIÓN DE LA MUESTRA EN SALIVA ARTIFICIAL.



FOTOGRAFÍAS DEL ENSAYO DE TRACCIÓN DE LA MUESTRA.



Fotografía de la muestra del ensayo



Fotografía del ensayo de tracción de la muestra

Fotografía del hilo de sutura ácido poliglicólico inmerso en saliva artificial



FOTOGRAFÍA DE LA EXPOSICIÓN DE LA MUESTRA EN SALIVA ARTIFICIAL.



Anexo N° 06: Certificación ISO de la máquina de tracción universal



Zwick
Materials Testing

Product Information

ProLine table-top testing machines Z005 up to Z100

Data	Value
Load frame	
Finish	RAL 7021 black grey, stainless steel metallic, RAL 3031 orientred
Ambient temperature	+10 ... +35 °C
Air humidity	20 ... 90 %
Conformity	ISO 9000 and CE
Drive system	
Motor	AC servo-motor
Input signal, set-value preset	digital (real-time Ethernet, EtherCAT®)
Controller / Cycle time	adaptive / 1000 Hz
Positioning, repetition accuracy	±2 µm
Permissible feedback energy	Up to 50 % machine utilization
Measurement and control electronics	
Number of slots available for measurement and control modules	2 synchronized module bus slots (expandable to 5) ¹⁾ 1 synchronised PCIe slots
Force measurement	grade 0.5 / 1 see load cell, to DIN EN ISO 7500-1, ASTM E4,
Measurement range	up to 165 % of F _N
Calculated resolution (e.g. in tensile / compression direction)	24 bits
Data acquisition rate, internal	400 kHz
Test data transmission rate to the PC	500 Hz (optional 2000 Hz)
Zero-point correction	automatically at measurement begin
Measurement signal runtime correction for all channels	yes
Interface for PC	Ethernet
Eco Mode	yes, power section automatically switched off (time adjustable)
CE conformity	yes, according to machine guidelines 2006/42/EG
Power ratings	
Electrical connections	230 VAC
Range of tolerance	± 10 %
Mains frequency	50/60 Hz

¹⁾ A DCSC module is included in delivery (occupies one module bus slot).