

**EFFECTOS DEL pH EN LA RESISTENCIA A LA TRACCION DE LA SUTURA
POLIGLACTINA 910 EN DIFERENTES TIEMPOS. ESTUDIO *IN VITRO***

pH EFFECTS ON RESISTANCE TENSIL OF SUTURE POLIGLACTIN 910 IN DIFFERENT
TIMES. *IN VITRO* STUDY

Natalia Grajales Fernández OD Universidad Autónoma de Manizales. Estudiante de
especialización de periodoncia y oseointegración natalia.grajalesf@campusucc.edu.co

David Chavarriaga Tamayo OD universidad cooperativa de Colombia. Estudiante de
especialización de periodoncia y oseointegración david.chavarriaga@campusucc.edu.co

Julian Torres Arango OD universidad autónoma de Manizales. Estudiante de
especialización periodoncia y oseointegracion julian.torres@campusucc.edu.co

Asesor científico: Alejandro León García OD universidad el Bosque, Especialista en
periodoncia y medicina oral alejandro.leon@campusucc.edu.co

Asesor metodológico: Alveiro Erika Tupaz DMD, Msc Universidad Nacional de Colombia.
cPhD Pontificia Universidad Javeriana. Profesor investigador facultad de odontología
Universidad Cooperativa de Colombia. alveiro.erira@campusucc.edu.co.

1. RESUMEN

La deficiencia en la resistencia del material de sutura lleva a una mala adaptación de los colgajos quirúrgicos, es importante conocer que el material de sutura puede verse afectado por diferentes factores entre ellos el pH. El objetivo fue evaluar el efecto del pH sobre la resistencia a la tracción de la sutura poliglactina 910 ETHICON® de calibre 5.0 en diferentes tiempos. **Materiales y métodos:** se realizó un estudio experimental *in vitro*, con sutura poliglactina 910 ETHICON® 5.0, con una muestra de 51 tramos de 8 cm. Las variables fueron resistencia a la tracción, pH y tiempo. Cada tramo fue sumergido en pH diferentes (3.0, 5.0, 7.0 y 8.0) y en diferentes tiempos (15min, 2h, 72h y 168h), posteriormente fueron sometidos a una fuerza unidireccional de tracción medidos en N/cm² en un dinamómetro IMADA DS2-50N previamente calibrado, como control negativo se utilizaron tres tramos de sutura sin exposición a pH y en tiempo cero, los datos fueron analizados mediante medidas de tendencia central, se realizó un análisis estadístico multivariado con el software R versión 3.4.4 con la función Profile Analysis by Group. **Resultados:** La resistencia del grupo control (sin aplicar ninguna variable) fue en promedio de 9.2 N/cm². Cumplidos los 15 minutos de exposición en sustancias buffer, la resistencia a la tracción fue en promedio de 8,35 N/cm² en pH 3, 7.20 N/cm² en pH 5, 7.67 N/cm² en pH 7 y 8.17 N/cm² en pH 8. Después de 2 horas tuvo una media de 7.10 N/cm² en pH 3, 7.06 N/cm² en pH 5, 6.46 N en pH7 y 5.07 N/cm² en pH 8. A las 72 horas fue de 5.67 N/cm² en pH 3, 6.42 N/cm² en pH 5, 6.40 N/cm² en pH 7 y 5.76 N/cm² en pH 8 y a 168 horas el promedio de resistencia fue de 2.49 N/cm² en pH 3, 3.96 N/cm² en pH 5, 4.03 N/cm² en pH 7 y 3.79 N/cm² en pH 8. **Conclusiones:** La resistencia a la tracción de la poliglactina 910 ETHICHON ® 5/0 disminuye a través del tiempo tanto en pH ácidos

como alcalinos, siendo el pH 3 a las 168 horas el que genero mayor pérdida de la resistencia con un promedio 2,49N/cm².

PALABRAS CLAVES: resistencia a la tracción, pH, tiempo, Sutura, poliglactina910.

ABSTRACT

The deficiency in the resistance of the suture material leads to a poor adaptation of the surgical flaps, it is important to know that the suture material can be affected by different factors including the pH. The objective was to evaluate the effect of pH on the tensile strength of the 5.0 caliber polyglactin 910ETHICON® suture at different times. Materials and methods: an in vitro experimental study was carried out, with polyethylene 910 ETHICON® 5.0 suture, with a sample of 51 sections of 8 cm. The variables were tensile strength, pH and time. Each section was immersed in different pH (3.0, 5.0, 7.0 and 8.0) and at different times (15min, 2h, 72h and 168h), later they were subjected to a unidirectional tensile force measured in N / cm² on an IMADA DS2-dynamometer. 50N previously calibrated, as a negative control, three suture stretches without exposure to pH and zero time were used, the data were analyzed by means of central tendency measurements, a multivariate statistical analysis was performed with software R version 3.4.4 with the Profile function Analysis by Group. Results: The resistance of the control group (without applying any variable) was on average 9.2 N / cm². After 15 minutes of exposure in buffer substances, the tensile strength was on average 8.35 N / cm² at pH 3, 7.20 N / cm² at pH 5, 7.67 N / cm² at pH 7 and 8.17 N / cm² at pH 8. After 2 hours it had an average of 7.10 N / cm² at pH 3, 7.06 N / cm² at pH 5, 6.46 N at pH7 and 5.07 N / cm² at pH 8. At 72 hours it was 5.67 N / cm² at pH 3, 6.42 N / cm² at pH 5, 6.40 N / cm² at pH 7 and 5.76 N / cm² at pH 8 and at 168 hours the average resistance was 2.49 N / cm² at

pH 3. 3.96 N / cm² at pH 5, 4.03 N / cm² at pH 7 and 3.79 N / cm² at pH 8. Conclusions: The tensile strength of polyglactin 910 ETHICHON ® 5/0 decreases over time in both acidic and alkaline pHs, being pH 3 at 168 hours the one that generated the greatest loss of resistance with an average of 2.49 N / cm².

Keywords: tensile strength, pH, time, Suture, polyglactin 910.

2. INTRODUCCION

El incorrecto posicionamiento de los colgajos compromete la cicatrización adecuada de la herida. En algunos casos, afecta negativamente el resultado del procedimiento. La deficiencia en la resistencia del material de sutura puede resultar en la ruptura prematura, lo que lleva a una mala adaptación de los colgajos quirúrgicos y la inducción de la cicatrización por segunda intención. Es importante conocer que el material de sutura ya que estos mantienen los bordes de los colgajos aproximados temporalmente hasta que haya cicatrizado la herida, y este verse afectado por diferentes variables como: la adherencia microbiana, la respuesta inflamatoria, la humedad, y el pH. Ahora bien, la importancia de conocer el tipo de material de sutura a utilizar, constituye una prioridad en cualquier procedimiento quirúrgico intra o extra oral (1,2)

Los materiales de sutura pueden ser no reabsorbibles y reabsorbibles. Las suturas reabsorbibles son elaboradas con colágeno de mamíferos sanos o con polímeros sintéticos, algunas pueden ser tratadas químicamente para prolongar el tiempo de absorción (3). La velocidad de la degradación de suturas reabsorbibles se debe a la hidrólisis de los enlaces de éster alifático, la temperatura, pH del tejido y/o de los líquidos que rodean la sutura (4).

Un tipo de sutura reabsorbible comúnmente usada en el campo de la odontología es la sutura poliglactina 910 ETHICON® de calibre 5.0 cuya fórmula química es $(C_2H_2O_2)_m (C_3H_4O_2)_n$ es un copolímero de glicólido y lactida en una relación de 9 a 1 (3). Este copolímero contiene enlaces éster hidrolíticamente inestables que sufren reabsorción por fluidos corporales. El polímero lactida es importante porque permite que la sutura tenga mayor resistencia ante cualquier condición fisiológica y patológica (5).

La poliglactina 910 tiene una resistencia inicial comparable a la seda, pierde la mitad de su fuerza en una semana y no tiene fuerza perceptible después de dos semanas. La reabsorción que se produce por hidrólisis se completa después de seis semanas (6).

La sutura poliglactina 910 posee paso fácil por el tejido, facilita la precisión del nudo y tiene menor tendencia a encarcelar tejidos. A los 14 días postquirúrgicos, la sutura tiene aproximadamente 75% de la fuerza de resistencia, a los 21 días 50% y a los 30 días el 25% en el calibre 5-0, la reabsorción es mínima hasta el día 40 y se completa entre los días 56 a 70 por hidrólisis en condiciones de normalidad; estas propiedades pueden verse afectadas por las condiciones del medio en el que se encuentren o que se expongan; (7) una de estas propiedades es la resistencia a la tracción que hace referencia a la carga máxima que la sutura es capaz de soportar hasta el punto de ruptura (8) y puede ser medida mediante instrumentos como el dinamómetro, los cuales tienen como unidades de medida, gramos (gr), kilogramos (Kg) y Newtons (N/cm²) (9, 10). La resistencia a la tracción se da en el momento en que se aprieta el nudo y se presenta en áreas de mayor movimiento muscular y estrés mecánico (4).

Un estudio realizado sobre la resistencia a la tracción de la poliglactina 910 en diferentes medios pH 7,5 y 5,6 inoculados con bacterias *Escherichia coli* y *Proteus mirabilis*, han demostrado que esta propiedad disminuye significativamente ($p=0,01$) con el tiempo. (8)

Teniendo en cuenta lo anterior, se planteó en el presente estudio comparar la resistencia a la tracción de la poliglactina 910 en rangos más amplios de pH y en diferentes tiempos, para mostrar con evidencia científica a los profesionales las propiedades de resistencia de este material y su posible consideración a la hora de desarrollar procedimiento quirúrgico.

3. MATERIALES Y METODOS.

Se realizó un estudio experimental *in vitro*, con un muestreo no probabilístico intencional, como muestra se utilizó la sutura poliglactina 910 ETHICON® calibre 5/0, 11 paquetes del mismo lote de 45 cm cada una, con fechas de vencimiento iguales, se verificó que las características físicas fueran las mismas, posteriormente se obtuvieron cinco tramos de 8 cm de cada paquete para un total de 51 tramos. Las variables evaluadas fueron resistencia a la tracción medida en N/cm² en diferentes pH (3, 5, 7, y 8) y tiempos (15 minutos, 2, 72 y 168 horas). Se usó la técnica de observación no participante estructurada; 48 tramos de sutura de 8 cm cada uno, fueron sumergidos en 10 ml de soluciones buffer preparadas con Tris base 0.5 M+HCL/NaOH para la elaboración de los pH 7 y 8; Buffer Fosfato de Potasio 0.5 M + Ácido Fosfórico/NaOH para los pH 3 y 5 durante los tiempos mencionados en grupos de tres. Posteriormente fueron incubados a una temperatura de 37°C. Como control negativo se midieron tres tramos de sutura recién sacados del empaque sin exposición a ningún tipo de pH y en tiempo cero. Cumplidos los tiempos se midió la resistencia a la tracción de forma unidireccional, mediante el uso de un dinamómetro marca IMADA modelo DS2-50N. También se realizó un seguimiento visual de la sutura antes y después de someterla a fuerzas de tracción por medio de un microscopio óptico marca Olympus a 40 x y 10x para observar la apariencia del material

antes y después de su manipulación. Los datos obtenidos fueron tabulados en una hoja de cálculo en Excel de Microsoft Office versión. 2010, posteriormente se procesó la información en el software R versión 3.4.4. Con la función pbg (Profile Analysis by Group) para un análisis multivariado de perfiles con el fin de determinar si existe relación entre las variables: resistencia, concentración del pH y tiempo de exposición. Como aspectos éticos, este estudio se considera sin riesgo según el título II Capítulo I, Artículo 11 de la Resolución 8430 de 1993. Por ser un estudio *in vitro* con materiales inertes, se clasificó según el Título III, capítulo III “De la investigación de otros nuevos recursos”.(18)

4. RESULTADOS

Inicialmente se evidencio que la resistencia de la sutura poliglactina 910 grupo control (sin aplicar ninguna variable) fue en promedio de 9.2N/cm²; mientras que en las muestras expuestas se encontró que cumplidos los 15 minutos de exposición en sustancias buffer, la resistencia a la tracción fue en promedio de 8,35N/cm² en pH 3, 7.20 N/cm² en pH 5, 7.67N/cm² en pH 7 y 8.17N/cm² en pH 8. (Ver anexo 1)

Después de 2 horas de sumergidas, la resistencia a la ruptura tuvo una media de 7.10 N/cm² en pH 3, 7.06 N/cm² en pH 5, 6.46 N en pH7 y 5.07 N/cm² en pH 8.

Pasadas 72 horas el promedio de la resistencia a la tracción de las suturas fue de 5.67 N/cm² en pH 3, 6.42 N/cm² en pH 5, 6.40 N/cm² en pH 7 y 5.76 N/cm² en pH 8.

Finalmente, después de cumplidas 168 horas el promedio de resistencia fue de 2.49 N/cm² en pH 3, 3.96 N/cm² en pH 5, 4.03 N/cm² en pH 7 y 3.79 N/cm² en pH8 (Figura 1).

Se realizó un análisis multivariado entre las muestras sometidas a pH 3 y pH 5 en los diferentes tiempos, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los pH evaluados $p=0,07$. Sin embargo, se observaron diferencias estadísticamente

significativas entre los tiempos 15min, 72 y 168 horas evaluados con un valor $p=0,03$ (Ver Figura 2).

Entre las muestras sometidas a pH3 y pH7 no se encontraron diferencias estadísticamente significativas con $p=0.18$, pero en cada grupo si se observaron diferencias entre los tiempos 2, 72 y 168 horas con un $p=0.02$ (Ver Figura3).

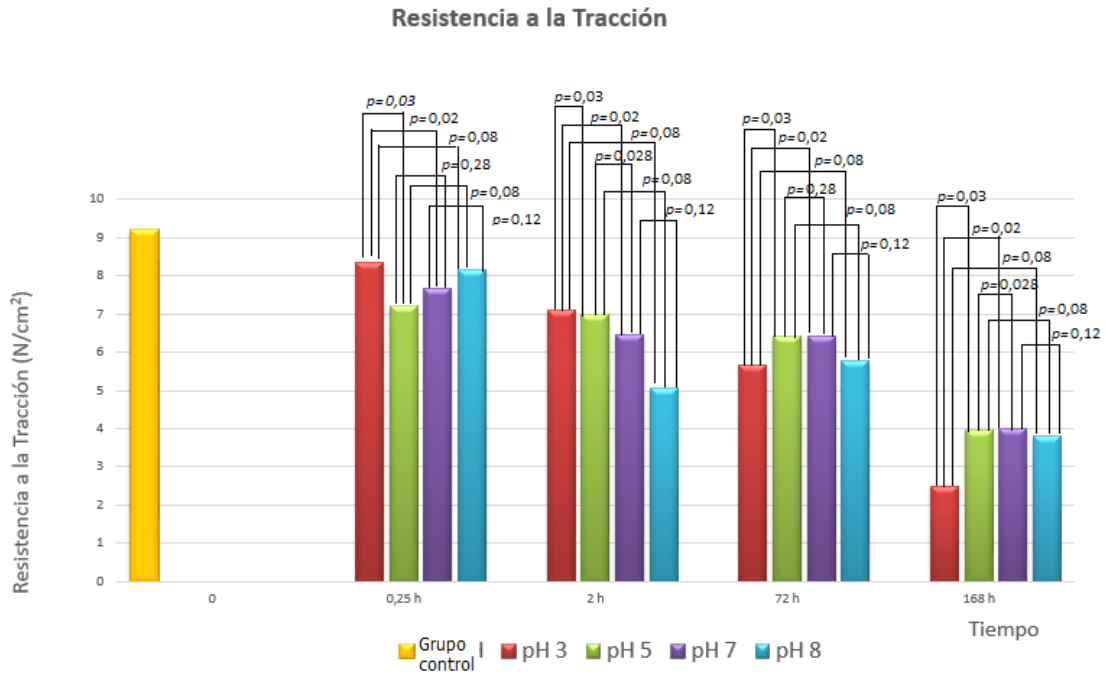
Al comparar las muestras sometidas a pH 3 y pH8, se encontraron diferencias en el comportamiento con una significancia estadística $p=0.04$, pero en cada grupo los tiempos no mostraron diferencias significativas con un valor $p=0.08$.

Las muestras sometidas a pH5 y pH7 no presentaron ninguna diferencia estadísticamente significativa ($p=0.9$), tampoco entre los tiempos ($p=0.28$).

El comportamiento de las muestras sometidas a pH5 y pH 8 reveló diferencia estadísticamente significativa con un valor $p=0.01$, pero en cada grupo no se observó diferencia entre sus tiempos $p=0,08$.

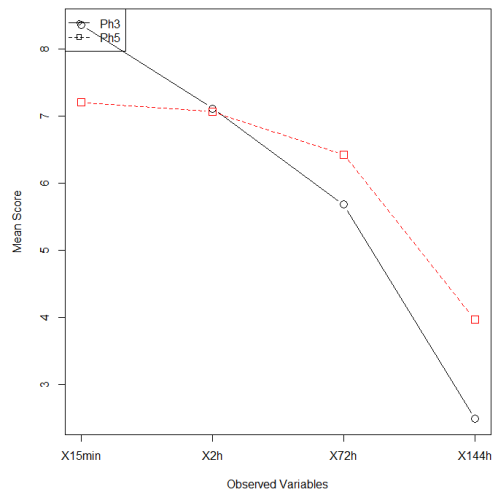
Finalmente, entre las muestras pH7 y pH8 se halló una diferencia estadísticamente significativa con un $p=0.03$, mientras que al comprar los tiempos pertenecientes a cada grupo no se encontró una significancia estadística con un $p=0.12$. (Ver tabla N°1)

Figura 1. Resistencia a la tracción de la Sutura poliglactina 910 ETHICON ® calibre 5.0.



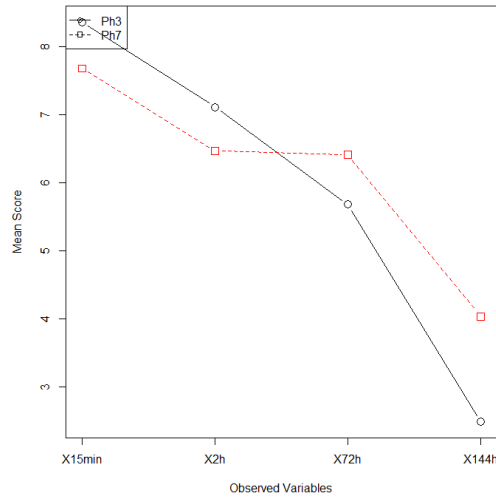
La grafica muestra valores de la resistencia a la tracción de la poliglactina 910 ETHICON® calibre 5.0 de los diferentes grupos tratados (tiempos y pH), las comparaciones entre los grupos se muestran mediante valores p.

Figura 2. Comportamiento entre los grupos pH 3 y pH 5



En el gráfico se aprecia el comportamiento de los grupos pH 3 y pH 5 (Rojo) en el cual se evidencia un comportamiento similar en el tiempo de 2 horas, en los demás tiempos se evidencia un comportamiento diferente. Además, que la media del pH 3 es superior en los 15 primeros minutos y la media del pH 3 es inferior en las 72 y 144 horas.

Figura 3. Comportamiento entre los grupos pH 3 y pH 7



En el gráfico se aprecia el comportamiento de los grupos pH 3 y pH 7 (Rojo) en el cual se evidencia un comportamiento diferente en todas las mediciones temporales. Además, que la media del pH3 es superior en los 15 primeros minutos y la media del pH3 es inferior en las mediciones de 2, 72 y 144 horas.

Tabla 1. Resultados P-Valor análisis estadístico

Tiempo	Prueba	Valor P
Todos los tiempos	pH3 - pH5	0.03479588
	pH3 - pH7	0.02490649

Significancia estadística de la resistencia a la tracción de la poliglactina 910 ETHICON®

Las muestras se observaron microscopia óptica con un aumento de 100 x para evaluar la integridad del material antes y después de la aplicación de la fuerza de tensión unidireccional y los tratamientos en pH deferentes; la sutura inicialmente presentaba una apariencia uniforme con adecuado entrelazamiento de sus fibras (Imagen 1), después de someter la muestra a la tracción se observó ruptura y pérdida de la continuidad de las fibras (Imagen 2).

Imagen 1. Imagen microscópica a 100 x de sutura control sin ser sometida a ningún pH o fuerza.

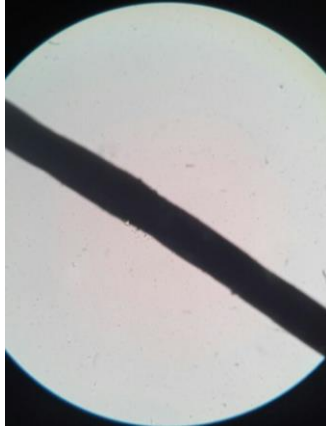


Imagen 2. Imagen microscópica a 100 x de la sutura después de la prueba de resistencia a la tracción en pH 8 a las 168h.



5. DISCUSION

Este estudio buscó comparar la resistencia a la tracción de la sutura poliglactina 910 ETHICON® en diferentes pH, por ser el principal material de elección para el periodoncista (11), con el fin de proporcionar argumentos al éxito de la técnica de sutura y la curación adecuada de la herida.

El proceso de cicatrización en tejidos blandos orales es relativamente rápido y va desde la inflamación aguda hasta el recambio de la red de fibrina por fibras colágenas, el tiempo aproximado para que esto suceda es entre 3 y 7 días considerando así la necesidad de que los tejidos estén íntimamente unidos por el material de sutura durante este tiempo, siendo la resistencia a la tracción del material indispensable para que esto suceda. (2)

Los materiales de sutura deben elegirse en función de su aspecto físico, propiedades biológicas, evaluación de las condiciones clínicas locales, y el periodo de cicatrización de los diferentes tejidos, sumado a que el cierre adecuado de la herida es el principal factor que influye en el éxito del procedimiento. (2)

En este estudio el promedio de resistencia del grupo control fue de 9,2 N/cm² similar a lo reportado por Khiste S, y col. en 2013, quienes tomaron 35 muestras de poliglactina 910 de calibre 5.0, evaluando la resistencia a la tracción 1 hora pre-inmersión y 1, 3, 7, 10 y 14 días post-inmersión en saliva artificial, encontrando que la media de resistencia pre-inmersión fue de 8,0 N/cm²(12)

En el grupo de suturas sumergidas en pH3 y pH7 durante 168 horas, se redujo la resistencia a la tracción significativamente con un valor $p=0.024$. Resultados similares fueron obtenidos en el estudio publicado por Chung E. y cols en 2009, que utilizaron sustancias con pH de 7.8 y 5.6 inoculados con bacterias *Escherichia coli* y *Proteus mirabilis* a 37°C de temperatura, donde se encontró que a los 7 días hay una disminución estadísticamente significativa de la resistencia de la sutura poliglactina 910 con un valor $p=0,01$ lo que refleja que este material de sutura disminuye su resistencia con el tiempo tanto en ambientes con pH alcalinos como ácidos.(8)

Al evaluarse los pH3 y pH5 se encontró que existe una diferencia significativa en la resistencia a la tracción, pero al revisar la literatura se encontró que muy pocos estudios utilizaron pH a un grado de igual o mayor acidez; Freudenberg y col. en 2004 midieron la resistencia a la tracción de la sutura poliglactina 910 calibre 5.0 después de exponerla a fluidos gastrointestinales con un pH 2 en tubos de polietileno a 37°C, encontrando que no se presentaron diferencias estadísticas significativas entre la medida inicial, a los 7,14 y 21 días. (4)

En las suturas expuestas a pH8 y pH7 durante 72 horas, se encontró una disminución en la resistencia a la tracción a 5,76 N/cm² y 6,40 N/cm² respectivamente, contrario a los resultados de Khiste S, y col en 2013, quienes utilizaron saliva artificial humana con un

rango de pH entre 7 y 8.1 para sumergir poliglactina 910 calibre 5.0 y obtuvieron una mayor resistencia a la tracción a los 3 días de 8.18 N/cm², concluyendo que la resistencia a la tracción expuesta a los rangos de pH pero sin ninguna significancia estadística en comparación con la medida pre-inmersión. (12)

En este estudio se encontró que la resistencia a la tracción de la poliglactina 910 no presento diferencias estadísticamente significativas en el tiempo en pH 5 y pH7 con un $p=0,28$, similar a lo que propuso Mohammed A. y col en 2015, quien utilizando saliva artificial con un pH de 7 encontró que la poliglactina 910 mantiene la resistencia a la tracción pasados los 5 días mayor a $p=0.05$ (13).

Los resultados de este estudio evidencian que la sutura poliglactina 910 ETHICON® 5-0, disminuye la resistencia a la tracción hasta en un 73% desde la medida inicial pre-inmersión hasta la última medida a las 168 horas en un pH3, coincidiendo con Vasanthan A y col en 2009 e Ivanoff CJ y col en 2001 quienes también encontraron un decrecimiento en la resistencia de 50% y 33% respectivamente. (14,6)

6. CONCLUSIONES.

Los diferentes pH tienen un efecto de reducción sobre la resistencia a la tracción de la sutura poliglactina 910 ETHICON® absorbible, mayor a la acción hidrolítica que caracteriza la sutura en su fabricación en condiciones de pH normales. La pérdida de la resistencia aumenta a través del tiempo en que la sutura permanece expuesta a estos medios ácidos y alcalinos, pero la mayor pérdida de la resistencia se presentó en el pH 3 a las 168 horas con una medida de 2,49 Nw/cm². Además, los diferentes pH tuvieron un efecto degradante que modifico las características del hilo trenzado separando las fibras que se encontraban unidas para resistir la tensión.

7. RECOMENDACIONES.

Para futuras investigaciones sobre la propiedad de la resistencia a la tracción de la sutura poliglactina 910 ETHICON® se sugiere desarrollar un estudio *In Vivo* sobre pacientes con condiciones sistémicas y hábitos, que modifiquen el pH salivar y de esta manera determinar el comportamiento de la resistencia a la tracción poliglactina 910 ETHICON® 5/0 en condiciones más reales.

Se recomienda comparar diferentes materiales de suturas teniendo en cuenta las mismas variables utilizadas en este estudio para así determinar cuál de ellas presenta un mejor comportamiento.

Bibliografía.

1. Brandt MT, Jenkins WS. Suturing Principles for the dentoalveolar Surgeon. Dent Clin North Am. 2012;56:281-303
2. Harpenau L. A, Kao R, Lundergan W, Sanz M. Cirugía Mucogingival. En Periodoncia e Implantología Dental de Hall: Toma de decisiones: 5th ed. Estados Unidos; 2014.
3. Becker A. The Suture. Wound closure manual. Johnson & Johnson Company. 1th ed. Minnesota; 1999.
4. Freudenberg S, Rewerk S, Kaess M, Weiss C, Dorn-Beinecke A, Post S. Biodegradation of Absorbable Sutures in Body Fluids and pH Buffers. Eur Surg Res. 2004;36:376–85.
5. Chu CC. The effect of pH on the *in vitro* degradation of poly (glycolide lactide) copolymer absorbable sutures. J. Biomed Mater Res. 1982;16:117-24.

6. Ivanoff CJ, Widmark G, Nonresorbable versus Resorbable Sutures in Oral Implant Surgery: A Prospective Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3:57-60.
7. Canales J, Espinoza C, Montes B, Alarcón M, Palacios. Material de suturas en periodoncia e implantes. *Rev. Estomatol Herediana.* 2013;23:148-53.
8. Chung E, McPherson N, and Grant A., Tensile Strength of Absorbable Suture Materials: In Vitro Analysis of the Effects of pH and Bacteria. *J of Surgical Education.* 2009;66:208–11.
9. Vasanthan A, Satheesh K, Hoopes W, Lucaci P, Williams K, Rapley J. Comparing suture strengths for clinical applications: a novel in vitro study. *J Periodontol.* 2009;80:18-24
10. Burkhardt R, Preiss A, Niklaus A, Lang P. Influence of suture tension to the tearing characteristics of the soft tissues: an in vitro experiment. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:314-9
11. Maksoud M, Koo S, Barouch K, Karimbux N. Popularity of suture materials among residents and faculty members of a postdoctoral periodontology program. *J Investig Clin Dent.* 2014;5:45–50.
12. Khiste S, Ranganath V, Nichani A, Evaluation of tensile strength of surgical synthetic absorbable suture materials: an in vitro study. *J Periodontal Implant Sci.* 2013;43:130-5.
13. Mohammed A. Alshehri, Jagan Kumar Baskaradoss. Effects of myrrh on the strength of suture materials: an in vitro study. *Dental Materials Journal.* 2015;34:148–53
14. Vasanthan A, Satheesh K, Hoopes W, Lucaci P, Williams K, Rapley J. Comparing Suture Strengths for Clinical Applications: A Novel In Vitro Study. *J Periodontol.* 2009;80:618-124.

15. Rodeheaver G, Thacker J, Owen J, Strauss M, Masterson T, Edlich R. Knotting and handling characteristics of coated synthetic absorbable sutures. *J Surg Res.* 1983;35:525-30.
16. Conn J; Oyasu R, Welsh M, Beal J. Vicryl (polyglactin 910): synthetic absorbable sutures. *Am J Sur.* 1974;128:19-23.
17. Kerstein RL, Sedaghati T, Seifalian AM, Kang N. Effect of human urine on the tensile strength of sutures used for hypospadias surgery. *J Past Reconstr Aesthet Surg.* 2013;66:835-8.