

EFFECTO DEL PH EN LA RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE LA SUTURA
POLIGLACTINA 910 EN DIFERENTES TIEMPOS DE EXPOSICIÓN

INVESTIGADORES

DAVID CHAVARRIAGA TAMAYO

NATALIA GRAJALES FERNANDEZ

JULIAN ANDRES TORRES ARANGO

UNIVERSIDAD COOPERATIVA DE COLOMBIA
PROGRAMA DE PERIODONCIA Y OSEOINTEGRACION
BOGOTA, D.C.

EFFECTO DEL PH EN LA RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE LA SUTURA
POLIGLACTINA 910 EN DIFERENTES TIEMPOS DE EXPOSICIÓN



INVESTIGADORES

DAVID CHAVARRIAGA TAMAYO

NATALIA GRAJALES FERNANDEZ

JULIAN ANDRES TORRES ARANGO

Asesor Científico

ALEJANDRO LEON GARCIA

OD. Especialista en Periodoncia y Medicina Oral

Asesor Metodológico

ALBEIRO ERIRA TUPAZ

DMD MSC Universidad Nacional de Colombia

PHD Pontificia Universidad Javeriana

Profesor Investigación Facultad Odontología

Universidad Cooperativa de Colombia

UNIVERSIDAD COOPERATIVA DE COLOMBIA

PROGRAMA DE PERIODONCIA Y OSEOINTEGRACION

BOGOTA, D.C.

EFFECTOS DE DIFERENTES PH EN LA RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE LA
SUTURA POLIGLACTINA 910 EN DIFERENTES TIEMPOS DE EXPOSICION.

INVESTIGADORES

DAVID CHAVARRIAGA TAMAYO.

NATALIA GRAJALES FERNANDEZ.

JULIAN ANDRES TORRES ARANGO.

Trabajo de Grado presentado como requisito para optar el
Título de Especialista en Periodoncia y Oseointegración.

Asesor Científico

ALEJANDRO LEON GARCIA

OD. Especialista en Periodoncia y Medicina Oral

ALBEIRO ERIRA TUPAZ

DMD MSC Universidad Nacional de Colombia

PHD Pontificia Universidad Javeriana

Profesor Investigación Facultad Odontología

Universidad Cooperativa de Colombia

UNIVERSIDAD COOPERATIVA DE COLOMBIA

PROGRAMA DE PERIODONCIA Y OSEOINTEGRACION

BOGOTA, D.C.

El trabajo de Grado EFECTOS DE DIFERENTES PH EN LA RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE LA SUTURA POLIGLACTINA 910 EN DIFERENTES TIEMPOS ESTUDIO IN VITRO, elaborado por David Chavarriaga Tamayo, Natalia Grajales Fernández, Julián Andrés torres Arango, ha sido aprobado como requisito parcial para optar el Título de Especialista en Periodoncia y Oseintegración.



MARIA JOSE VILLALOBOS

Decana



MARIA ALEJANDRA GONZALEZ BERNAL

Coordinadora de Investigación



ALEJANDRO LEON GARCIA

Asesor Científico



ALBEIRO ERIRA TUPAZ

Asesor Científico

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a Dios, a mi familia y compañeros por el apoyo que me dieron durante todo el proceso universitario.

Natalia.

Dedico a Dios, a mi esposa, familia y docentes por su apoyo, compromiso y comprensión para poder llevar a cabo este sueño.

Julián

Dedico a Dios, mi familia, mis compañeros y docentes por su apoyo, solidaridad y enseñanza en este capítulo tan importante de mi vida educativa y profesional.

David.

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan sus agradecimientos a:

María Alejandra González Bernal. OD. Esp. en Multimedia para la docencia. MSc en Administración en salud. MSc en Informática Aplicado a la Educación. Coordinadora de Investigación

Carlos Andrés Machado Pacheco. Jefe programa de Periodoncia y Oseointegración.

Heivar Yesid Rodríguez Pinzón. Estadístico. MSc en Ciencias Económicas.

Nuestros asesores científico y metodológico quienes demostraron el compromiso durante el proyecto, reflejando su calidad humana.



Universidad Cooperativa
de Colombia

FORMATO DE CESIÓN DE LOS DERECHOS PATRIMONIALES

CÓDIGO: FAM1-10
Versión: 1

Fecha: Febrero 2013

Yo, David Chavarriaga Tamayo, Julián Andrés Torres Arango, y Natalia Grajales Fernández, manifiesto que cedo a la Universidad Cooperativa de Colombia los derechos patrimoniales del trabajo de grado titulado: EFFECTO DEL pH EN LA RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE LA SUTURA POLIGLACTINA 910 EN DIFERENTES TIEMPOS DE EXPOSICIÓN. ESTUDIO IN VITRO presentado como requisito para obtener el título de: ESPECIALISTA EN PERIODONCIA Y OSEOINTEGRACION en la Universidad Cooperativa de Colombia.

La Universidad Cooperativa de Colombia, institución de educación superior queda facultada para ejercer plenamente los derechos anteriormente cedidos en su actividad cotidiana de investigación, docencia y publicación. La cesión otorgada se ajusta a lo que establece la ley 23 de 1982. Con todo, en mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En señal de aceptación suscribo este documento en el momento mismo que hago entrega del trabajo final a la Biblioteca Sede BOGOTÁ de la Universidad Cooperativa de Colombia.

Nombre: David Chavarriaga Tamayo

Cédula: 8358321

Firma: 

Nombre: Julián Andrés Torres Arango

Cédula: 1053766994

Firma: Jesús A. Torres A.

Nombre: Natalia Grajales Fernández

Cédula: 1053774807

Firma: 

Dado en Bogotá, a los 16 días del mes de Noviembre del año 2018

"Los derechos de autor recaen sobre las obras científicas literarias y artísticas las cuales se comprenden todas las creaciones del espíritu en el campo científico, literario y artístico, cualquiera que sea el modo o forma de expresión y cualquiera que sea su destinación, tales como: los libros, folletos y otros escritos; las conferencias, alocuciones, sermones y otras obras de la misma naturaleza; las obras dramáticas o dramático-musicales; las obras coreográficas y las pantomimas; las composiciones musicales con letra o sin ella; las obras cinematográficas, a las cuales se asimilan las

obras expresadas por procedimiento análogo a la cinematografía, inclusive los videogramas; las obras de dibujo, pintura, arquitectura, escultura, grabado, litografía; las obras fotográficas o las cuales se asimilan las expresadas por procedimiento análogo a la fotografía; las obras de arte aplicadas; las ilustraciones, mapas, planos croquis y obras plásticas relativas a la geografía, a la topografía, a la arquitectura o a las ciencias y, en fin, toda producción del dominio científico, literario o artístico que pueda reproducirse, o definirse por cualquier forma de impresión o de reproducción, por fonografía, radiotelefonía o cualquier otro medio conocido o por conocer" (Artículo 2, ley 23 de 1982)

CONTENIDO

	Pg
INTRODUCCION	1
1. CONTEXTO DE LA INVESTIGACION	3
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
1.2. JUSTIFICACION	5
1.3. MARCO TEORICO Y REFERENCIAL	5
1.3.1. Marco teórico	
1.3.2. Marco referencial	5
1.4. OBJETIVOS	25
1.4.1. GENERAL	25
1.4.2. ESPECIFICOS	25
2. METODO	26
2.1. TIPO DE ESTUDIO	26
2.2. POBLACION	26
2.3. CRITERIOS DE SELECCIÓN	26
2.3.1 CRITERIOS DE INCLUSION	26
2.3.2 CRITERIOS DE EXCLUSION	26
2.4. MUESTRA	26
2.5. OPERACIONALIZACION DE VARIABLES	26
2.6. HIPOTESIS	27
2.7. PROCEDIMIENTO	27
2.8. ANALISIS ESTADISTICO	29
2.9. ASPECTOS ETICOS	29
3. RESULTADOS	30
4. DISCUSION	31
5. CONCLUSIONES	34
BIBLIOGRAFIA	
ANEXOS	

LISTA DE TABLAS

Tabla1. Operacionalización de variables

Tabla 2. Resistencia a la tracción de la poliglactina 910 en pH 3, 5, 7 y 8 en los diferentes tiempos.

Tabla 3. Tabla de significancia estadística p-valor

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Resistencia a la Tracción de la sutura poliglactina 910

Figura 2. Comportamiento de la resistencia a la tracción entre los grupos pH 3 y pH 5

Figura 3: Comportamiento de la resistencia a la tracción entre los grupos pH 3 y pH 7

Figura 4: Comportamiento de la resistencia a la tracción entre los grupos pH 3 y pH 8

Figura 5: Comportamiento de la resistencia a la tracción entre los grupos pH 5 y pH 7

Figura 6: Comportamiento de la resistencia a la tracción entre los grupos pH 5 y pH 8

Figura 7: Comportamiento de la resistencia a la tracción entre los grupos pH 7 y pH 8

LISTA DE IMÁGENES

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

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

LISTA DE ANEXOS

Anexo 1. Análisis de perfiles

Anexo 2. Programación de análisis estadístico

GLOSARIO

Copolímero: Compuesto químico, natural o sintético, formado por polimerización y que consiste esencialmente en unidades estructurales repetidas.

Dinamómetro: instrumento para medir fuerzas, basado en la deformación elástica de un muelle calibrado.

Lactida: una lactida es el diéster cíclico del ácido láctico

Newton: unidad de fuerza del sistema internacional, equivalente a la fuerza que, aplicada a un cuerpo cuya masa es de 1 kilogramo, le comunica una aceleración de 1 metro por segundo cada segundo. (símbolo N).

pH: es la medida de que se utiliza para determinar el grado de acides o alcalinidad de un medio.

Poliglactina: es un material sintético absorbible multifilamento (trenzado), está compuesto por un copolímero de láctico-glicólico (ácido láctico + ácido glicólico)

Reabsorbible: se refiere a materiales en especial de tipo quirúrgico que son integrados en el tejido y metabolizados hasta su completa desaparición.

Resistencia: fuerza que se opone a la acción de otra fuerza.

Tracción: esfuerzo a que está sometido un cuerpo por la acción de dos fuerzas opuestas que tienden a alargarlo.

INTRODUCCION

El incorrecto posicionamiento de los colgajos compromete la cicatrización correcta 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 rotura 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 puede 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 extraoral. (1,2)

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

Un tipo de sutura comúnmente usada en el campo de la odontología es la poliglactina 910 (C₂H₂O₂)_m (C₃H₄O₂)_n que 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 a la sutura ser capaz de tener resistencia adecuada bajo todas las condiciones fisiológicas y patológicas posibles (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 menor tendencia a encarcelar tejidos. A los 14 días posquirúrgicos, 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).

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), la resistencia a la tracción 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 y el tensiómetro, los cuales tienen como unidades de medida, gramos, kilogramos y Newton (N) sobre milímetros o centímetros cuadrados (9, 10).

Estudios realizados 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 ETHICON® en rangos más amplios de pH en diferentes tiempos.

1. CONTEXTO DE LA INVESTIGACIÓN

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la práctica profesional de la periodoncia, es factible enfrentarse a situaciones que, si bien pueden preverse, se escapan del control de quien realiza el procedimiento, una de estas son las propiedades físicas de los materiales de sutura que pueden variar dependiendo su composición bioquímica y su configuración, afectando así el procedimiento y el tiempo para cicatrizar la herida.(1,3) A su vez es importante tener en cuenta que el material de sutura puede verse afectado por diferentes variables como: la adherencia microbiana, la respuesta inflamatoria, la humedad, y el pH, que en cavidad oral presenta una variación entre 6.5 y 7 en condiciones de normalidad, aunque puede verse modificado por alteraciones sistémicas, tipo de dieta, enfermedades dentales, periodontales y el consumo de tabaco.

Lo anterior es necesario porque permitirá a al periodoncista la elección correcta de elementos para la práctica de suturas en algunos procedimientos, atendiendo a los factores externos que pueden variar el pH y afectar el proceso de curación de la herida. (2, 4,15, 18,)

Ahora bien, la importancia de conocer el tipo de material de sutura a utilizar, constituye una prioridad en cualquier procedimiento quirúrgico intra o extraoral; los materiales de sutura se comportan como cuerpos extraños en el interior de la herida, induciendo una reacción inflamatoria, que, de acuerdo con las características del hilo de sutura, puede terminar en la absorción o la hidrólisis. (8, 11). Las suturas se clasifican según el material en absorbibles y no reabsorbibles, siendo la poliglactina 910 uno de los materiales de

sutura reabsorbibles más usados en la terapia quirúrgica periodontal ya que proporciona protección contra la colonización bacteriana, suave pasaje por el tejido, seguridad del nudo y poca reacción inflamatoria de los tejidos involucrados (3, 14, 19)

PREGUNTA DE INVESTIGACION

¿Qué efectos tiene el pH sobre la resistencia de la sutura poliglactina 910 ETHICON® en diferentes tiempos de exposición?

1.2 JUSTIFICACION:

Para la realización de la técnica de suturas en Cirugía Plástica Periodontal es indispensable conocer el manejo correcto de la técnica de anudado, la topografía de la herida, pero además de eso la calidad del hilo de sutura, dado que la adquisición de hábitos erróneos con la selección del material puede implicar un mal procedimiento de sutura y una mala cicatrización. (1,2)

Las Suturas requieren unas propiedades y características físicas específicas, tales como buena resistencia a la tracción, estabilidad dimensional, falta de memoria, seguridad de nudos y suficiente flexibilidad para evitar daños a los tejidos. La deficiencia en la resistencia del material de sutura puede dar lugar a una rotura prematura. lo que lleva a una adaptación deficiente de los colgajos quirúrgicos e inducir la curación de los tejidos por intención secundaria. (11)

Eric Chung y cols en 2009, Freuden Berg S. y cols en 2004, demostraron que el pH afecta la resistencia a la tracción de la sutura (4,8), por esta razón este estudio *In vitro* buscara comparar el efecto de un rango de pH amplio sobre la resistencia a la tracción

de la poliglactina 910 ETHICON® que es el principal material de elección para el periodoncista, ya que esto puede determinar diferencias en el resultado quirúrgico y supedita la elección del material de sutura más adecuado (3,7).

1.3 MARCO TEORICO Y REFERENCIAL

1.3.1 MARCO TEORICO

La palabra "sutura" describe cualquier hilo de material utilizado para ligar los vasos sanguíneos o aproximar (coser) los tejidos. Se han encontrado referencias escritas tan antiguas como 2.000 A.C; que describen el uso de cuerdas y tendones animales como suturas. A través de los siglos, se ha utilizado una amplia variedad de materiales seda, lino, algodón, pelo de caballo, tendones e intestinos de animales, y alambre de metales preciosos en los procedimientos quirúrgicos, algunos de estos todavía están en uso. (3)

Entre los objetivos principales que se persiguen al suturar una herida, se pueden señalar: 1) La coaptación, que consiste en aproximar los bordes de la herida, controlar o retraer colgajos, lo cual facilita la intervención quirúrgica y reduce el riesgo de lesionar los tejidos blandos, además permite una mejor visión del campo operatorio. 2) La adaptación apropiada de los colgajos de la herida por medio de los hilos de sutura favorece la hemostasia a través de un efecto mecánico; una excesiva tensión en la sutura al momento de anudar produce una disminución del riego sanguíneo en los extremos terminales de la herida. Los hilos deben anudarse aplicando una fuerza que permita mantener los tejidos en su posición sin afectar la irrigación de los bordes de la herida. (1)

El objetivo de suturar después de un procedimiento quirúrgico es estabilizar los colgajos de tejido en estrecha aproximación para disminuir el periodo de tiempo de cicatrización. El posicionamiento y estabilización adecuados del colgajo quirúrgico son importantes para lograr una cicatrización por intención primaria. El incorrecto posicionamiento de los colgajos puede comprometer la curación de la herida. En algunos casos, esto puede afectar negativamente el resultado del procedimiento, lo que hace que la sutura sea un paso importante para un resultado exitoso. (15)

Las suturas son fabricadas con diferentes materiales bioinertes en sus propiedades físicas y químicas. (15)

Durante los años sesenta y principios de los setenta se hicieron grandes innovaciones en el campo de los materiales de sutura. Así, el desarrollo de materiales sintéticos ha permitido la introducción de varias suturas con diferentes características, buena calidad y un costo razonable. Estos materiales de sutura sintética han sido bien aceptados y rápidamente adoptados por los cirujanos, de modo que han reemplazado casi completamente los materiales de sutura naturales. (18) Los materiales tales como fibras de nylon y poliéster aparecieron primero en la década de 1940 y el ácido Poliglicólico (Dexon) y poliglactina 910 (Vycril) fueron desarrollados a principios de 1970 y la Polidioxanona en la década de 1980. (2)

Los materiales de sutura de acuerdo a su degradación pueden clasificarse en suturas no reabsorbibles y reabsorbibles. Las no reabsorbibles son aquellas que no son digeridas por las enzimas del organismo o hidrolizadas en el tejido. Las suturas no absorbibles están compuestas de filamento único o múltiple de metal, sintéticos, o

fibras orgánicas que se reducen a un hilo torcido, o trenzado. (3) Las suturas absorbibles pueden utilizarse para mantener los bordes de la herida aproximados temporalmente, hasta que haya cicatrizado lo suficiente para soportar la tensión normal. Estas suturas se preparan con colágeno de mamíferos sanos o con polímeros sintéticos. Algunas se absorben rápidamente, mientras que otras son tratadas, o químicamente estructuradas, para prolongar el tiempo de absorción. (3) La degradación de suturas absorbibles se debe principalmente a la hidrólisis de enlaces éster alifático. Está demostrado que la velocidad de esta hidrólisis depende de la temperatura y el pH del tejido, o de los líquidos que rodean la sutura. (4)

La selección del material de sutura se ve afectada por las necesidades de rendimiento, comodidad, capacidad de manejo y el precio, pero las elecciones no siempre se basan en la evaluación racional. Deben tenerse en cuenta diferentes características mecánicas del hilo, diferentes reacciones tisulares esperadas al hilo y diferentes propiedades de biodegradabilidad. (4)

Existe una falta de consenso general entre la comunidad de cirujanos sobre los materiales de sutura absorbible ideal. La selección de suturas a menudo se rige por la formación, la experiencia, razones económicas, y preferencias personales más que por hechos científicos. (8,11,15,9) En un estudio previo las encuestas revelaron preferencias generales para suturas no absorbibles frente a suturas absorbibles. (11)

En la mayoría de las situaciones las suturas sintéticas son superiores a las suturas de origen natural con respecto a Retención de la fuerza, reactividad tisular, incidencia De las complicaciones postoperatorias, y su influencia sobre la cicatrización de

heridas. Sin embargo, las superficies de estas suturas absorbibles sintéticas tienen un alto coeficiente de fricción que hace la manipulación difícil. (15)

El ácido Poliláctico (PLA) y sus copolímeros tienen una larga historia de seguridad en humanos y una amplia gama de aplicaciones. El PLA es biocompatible, biodegradable por hidrólisis y actividad enzimática, tiene una amplia gama de propiedades mecánicas y físicas que pueden ser diseñadas apropiadamente para satisfacer aplicaciones múltiples y tienen baja inmunogenicidad.

La sutura reabsorbible poliglactina 910 (Vicryl) se puede encontrar en dos presentaciones comerciales:

VICRYL (Polyglactin 910) es una sutura quirúrgica estéril absorbible sintética compuesto por un copolímero hecho a partir de 90% de glicólido y 10% de L-lactida. La fórmula química del copolímero es $(C_2H_2O_2)_m (C_3H_4O_2)_n$. La característica de la pérdida rápida de la resistencia se logra mediante el uso de un polímero con un peso molecular inferior.

VICRYL revestido (poliglactina 910).¹ Es una forma de poliglactina 910 en la que la irradiación gama fragmenta parcialmente su estructura. 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 absorción que se produce principalmente por hidrólisis y se completa después de 6 semanas. Se considera para uso tanto intra como extraoralmente. (6)

La poliglactina 910 combina partes iguales de copolímero de láctico, glicólido y estearato de calcio en su recubrimiento. El resultado es un lubricante absorbible,

adherente y no desprendible. Poseen paso fácil por el tejido, colocación precisa del nudo, suavidad al bajar el nudo y menor tendencia a encarcelar tejidos. A los 14 días posquirúrgico, queda aproximadamente 65% de la fuerza de tensión y a los 21 días, 40% en el calibre 6-0 y mayores, y 10% a los 35 días. La absorción es mínima hasta el día 40, y esencialmente es completa entre los días 56 y 70 por hidrólisis. Provocan solamente una leve reacción tisular durante su absorción ya que su recubrimiento sintético hace que la hebra sea más suave al pasar por los tejidos, tiene tendencia a la disminución de la irritación. Se encuentra disponible en hilos trenzados teñidos de color violeta para aumentar su visibilidad en el tejido o sin teñir. (7)

Con el fin de juzgar cuanto tiempo las suturas absorbibles mantendrán la resistencia a la tracción, el cirujano debe definir cuanto tiempo esperan que el periodo de cicatrización dure. La resistencia a la tracción es importante en el momento en que el nudo se aprieta. Una vez que se ha completado el anudamiento solo se requiere una resistencia a la tracción completa en áreas de mayor tensión o estrés mecánico. (4) Entendiendo como resistencia a la tracción la carga máxima que la sutura es capaz de soportar hasta el punto de ruptura. (20)

Los elementos más utilizados para la medición de esta son el dinamómetro y el tensiómetro, los cuales utilizan como unidades de medida, gramos, kilogramos y Newton sobre milímetros o centímetros cuadrados. (9,10)

Las suturas se comportan de manera diferente si están estiradas, atadas, dobladas, cortadas, o dañadas. Además, tipos de nudos y número de hilos pueden influir en que el nudo se deslice antes de que se rompa bajo tensión. (21)

Hay varios factores de riesgo relacionados con el uso correcto de una sutura. Los factores biológicos tales como la edad, sexo, estado de nutrición del paciente, reacción del tejido, infección o potencial infeccioso, y el pH del medio. ⁽¹⁶⁾ Por ende también es importante si el nivel de pH de los tejidos o fluidos corporales se desvía de un pH de 7,3. (22)

La importancia de conocer el tipo de material de sutura a utilizar, constituye una prioridad absoluta en cualquier procedimiento quirúrgico intra o extraoral. Los materiales de sutura se comportan como cuerpos extraños en el interior de la herida, induciendo una reacción inflamatoria, que, de acuerdo con las características del hilo de sutura, puede terminar en la absorción o la eliminación al exterior. (20)

Antecedentes (Estudios previos)

Conn en 1974, realiza un estudio en el tejido rectal y musculo de 25 conejos para comparar el manejo, propiedades, confiabilidad de nudos, cicatrización de heridas y reactividad del tejido de las suturas de poliglactina 910, seda estándar y catgut. Los filamentos se trenzan y las trenzas se retienen bajo condiciones especiales para aumentar la resistencia a la tracción de la sutura resultante. Las suturas de poliglactina 910 se envasan en seco y esterilizan usando óxido de etileno. Como resultado, las suturas trenzadas de poliglactina 910 son de tamaño menor a las suturas estándar de catgut y presentaron mayor resistencia a la tracción de sus fibras. Las suturas de poliglactina 910 fueron más flexibles, pasadas a través de la fascia y músculo sin generar fricción en el nudo ni en el momento del corte. La resistencia a la tracción inicial fue alta, durante y después de la realización de la técnica de sutura.

No se presentó absorción prematura, rotura, o deslizamiento de los nudos. El color violeta de la capa externa facilitó una mayor visibilidad en la herida, por lo que no se encontró dificultad en colocar, atar o cortar las suturas de poliglactina 910, un problema que puede ocurrir con el sintético sin teñir en suturas que se manchan por la sangre. Las suturas de poliglactina 910 se manipularon bien en comparación con la seda. Fueron más flexibles y más fáciles de manejar y atar que las suturas catgut, En estudios realizados anteriormente para la evaluación de la resistencia a la tracción de las suturas se han utilizado múltiples materiales y metodologías, dentro de las cuales se mencionan variables como diferentes medios de sumersión, pH, materiales de sutura, longitudes y calibres. (16)

Ryan L. y colaboradores en 2013, emplearon dos medios de sumersión solución salina como control y orina humana con un pH de 6.1 a 6.4 y evaluaron la degradación de las suturas y la resistencia a la tracción a los 0, 3, 6, 9, 14, 16, 18 y 27 días.

El vicryl 6/0 en tramos de 50 mm almacenado en solución salina se encontraba presente en el día 27, pero se había degradado por completo durante el día 9 en la orina a temperatura de 37°.

Después de 6 días en la orina, la tensión requerida para romper el Vicryl fue 58% menos que al inicio en el mismo punto de tiempo (es decir, al Día 6), el Vicryl almacenado en solución salina requería casi dos y medio veces la fuerza necesaria para romper la sutura en comparación con material almacenado en la orina. (17)

M.A. Muftuoglu T y col en 2004, incubaron catgut crómico, poliglactina 910, ácido poliglicólico, polidioxanona, polipropileno y suturas de seda en jugo pancreático y bilis

recogidos de los pacientes. Se colocaron quince muestras de cada tipo de material de sutura en jugo gástrico durante 1, 3 y 7 días. Las resistencias a la tracción se midieron con un tensiómetro. Los resultados obtenidos, Catgut crómico desintegrado en jugo pancreático y jugo pancreático más mezcla de bilis. Los materiales de suturas de ácido poliglicólico y de poliglactina 910 eran vulnerables al jugo pancreático dentro de los 7 días. La polidioxanona mantuvo la mayor parte de su concentración inicial en el jugo pancreático y en la bilis. El polipropileno y la seda conservaron el 84% y el 92% de su resistencia inicial, respectivamente. Como conclusión se encontró que la polidioxanona era el material de sutura más fuerte en el jugo pancreático. (23)

En un artículo presentado por D. B. Hennessey en 2012, Las suturas de poliglactina fueron las segundas suturas más fuertes, con fuerza de falla de $113,9 \pm 2,4$ N, pero eran las suturas menos elásticas probando una extensión en el fallo de 47.0 ± 3.2 mm. Las suturas de Poliglactina demostraron las propiedades menos elásticas de las suturas probadas, y esto se atribuye a su multifilamento. (24)

Da Silva Dalben en 2008, publica un estudio donde evaluó la integridad superficial de las suturas después de la inmersión en enjuague bucal o en agua, por microscopía electrónica de barrido (SEM). Se recogieron de inmediato trozos de sutura reabsorbible que quedó después de la cirugía oral. Se dividieron 12 piezas de catgut, catgut cromado y polyglactin 910 en cuatro grupos y se sumergieron en enjuagues bucales puros, enjuague bucal diluido en agua a 1: 1 y 1: 2, o agua (control positivo), durante 24 h. Se usaron tres piezas de cada una de las nuevas suturas como control negativo. Las muestras se colocaron en recipientes recubiertos con oro para el análisis SEM. La observación de los grupos experimentales y la comparación con los

controles revelaron que la inmersión en el enjuague bucal a diferentes diluciones no alteraba su superficie; Ligeros cambios no significativos se encontraron en algunos especímenes experimentales, pero también en el grupo de control positivo. Se concluyó que la inmersión de suturas reabsorbibles en el agua o en el enjuague bucal de hidrocarburos bencidamínicos no alcohólicos no produjo ningún cambio significativo; Por lo tanto, este enjuague bucal puede ser empleado con seguridad después de la cirugía oral. (25)

Burkhardt R en 2008, tomaron muestras de tejido de la mucosa de revestimiento y masticatoria obtenidas de mandíbulas de cerdo para pruebas in vitro. Se trazaron diagramas de desgarramiento de tensión de 60 muestras para suturas 3-0, 5-0 y 7-0 con fuerzas aplicadas hasta 20 N. En la segunda parte, se repitieron las mismas pruebas con 100 diagramas para probar la influencia de las características de la aguja con 5-0 y 6-0 usando sólo muestras de tejido gingival.

Las suturas 3-0 conducen principalmente a la rotura del tejido a un promedio de 13,4 N. En contraste, las suturas 7-0 sólo dieron lugar a la rotura del hilo con una fuerza media aplicada de 3,7 N. Con las suturas 5-0, ambos eventos ocurrieron al azar Con una fuerza media de 14,6 N. Independientemente de las características de la aguja, la fuerza de rotura media de las muestras gingivales con suturas 5-0 y 6-0 fue de aproximadamente 10 N. El traumatismo del tejido se puede reducir eligiendo diámetros de sutura más finos, porque las suturas más delgadas (6-0, 7-0) conducen a la rotura del hilo en lugar de la rotura del tejido. (10)

Johnson PC, et al en 2016, utilizaron 5 tipos de material de sutura; 10 nudos fueron atados sin ningún tipo de variable y 10 nudos fueron atados con un hemostático de sujeción de tensión en la primera prueba, mientras que en la segunda prueba se hizo para cada tipo de sutura. Cada grupo se le aplicó la carga máxima y se registró el momento de la falla. Se comparó la carga máxima entre los grupos de cada sutura; se comparó entre los grupos la frecuencia del fracaso a través del deslizamiento del nudo y a la fractura del material. Como resultado, No se observó diferencia significativa en la carga máxima de falla de ningún tipo de sutura entre los grupos instrumentados y no instrumentados. Además, no hubo diferencias entre los grupos instrumentados y no instrumentados para el fracaso del material frente a la falla debida al deslizamiento del nudo. Como conclusión la instrumentación del material de sutura durante el anudado no afecta la resistencia del material de sutura ni la seguridad del nudo. (26)

Eric Chung y colaboradores en 2009 estudiaron cinco materiales de sutura utilizados normalmente en cirugía urogenital (Catgut crómico, poliglactina 910, poliglitiona, poliglicomer y poligliconato) Sumergidos en 4 medios, Orina estéril (control), Medio inoculado con *Echericha coli*, Medio inoculado con *Proteus mirabilis* con pH básico de 7.8, medio ácido con pH de 5.6. La resistencia a la tracción y la estabilidad de las suturas fueron analizadas después de la inmersión en los cinco medios por periodos de 1, 7, 14, y 28 días. Durante estos periodos se controló estabilidad en los pH y en el recuento bacteriano igual al día 0. El test biomecánico de la resistencia a la tracción de las suturas se realizó por medio de un analizador De resistencia a la tracción universal llamado mini bionix realizados en un ambiente de laboratorio controlado.

En el test diario que se realizó, se retiraron las suturas del medio, no se enjuagaron y se colocaron entre las dos barras de medidor de tensión se colocó un tramo de 6 cm y se evaluó a una velocidad de 2mm/segundo hasta que se produjo la ruptura y se registró el valor, se realizaron tres medidas por cada medio y cada sutura y se sacó un valor promedio. Se observó una disminución en la resistencia a la tracción de la sutura en todas las 5 suturas en comparación con la sutura Maxon™, que mostro el menor deterioro Seguido de la sutura Vicryl. Vicryl inicial 37.5 newton, y disminuyo en 2 newton en los otros 3 medios con respecto al control. Y al día 14 disminuyó levemente su resistencia a la tracción. El Análisis de la prueba de varianza Reveló una disminución estadísticamente significativa en la resistencia a la tracción de las suturas durante los días de prueba, y una prueba post hoc de Tukey Confirmaron una disminución significativa hasta el día 7 ($p < 0,01$). En Presencia de E coli y mayor pH de la orina conducen a mayor degradación de la sutura, pero no fueron estadísticamente significativas. El análisis lineal univariado del modelo de regresión mostró que en el tiempo se dio una disminución más significativa de la resistencia a la tracción seguida de los tipos de materiales de sutura probados. Los tipos de medios probados No eran un predictor significativo de la resistencia a la tracción por sí mismo. Conclusión, La sutura maxon mostro ser un gran material de sutura con mayor resistencia a la tracción en el tiempo, el pH y las bacterias pueden generar cambios en la resistencia a la tracción de las suturas, pero estos cambios no son estadísticamente significativos. (8)

En el estudio de Muffly TM, et al en 2010, los siguientes materiales de sutura fueron elegidos: catgut crómico, poliglactina 910, seda y sutura de polidioxanona fueron

atados en los 2 tipos de configuraciones de nudo, los cuales fueron nudo de cirujano (2=1=1=1=1), nudo cuadrado (1=1=1=1=1). Los nudos estaban atados por un solo investigador (J. B.), estaban atados a tornillos de cabeza hexagonal de 2 a 50 mm. La sutura se sumerge en cloruro de sodio 0,9% durante 60 segundos y posteriormente se transfiere a un tensiómetro Chatillon LTCM-100 (Ametek, Largo, Florida) donde las colas se cortan a la longitud 3-mm, el tensiómetro mide de forma continua la carga, mientras cada sutura se sometió a fuerzas de tracción a una velocidad de separación de 5 mm/min, hasta que se produjera la ruptura. Se compararon los nudos, y su fuerza se midió con un tensiómetro hasta que las suturas se rompieran o se desanudaran. Para determinar los efectos del tipo de nudos y materiales de resistencia de nudo, se realizó un análisis de varianza (ANOVA) con pruebas de los efectos principales de ambos factores y sus interacciones. Un total de 119 tiros fueron atados. No encontramos ninguna diferencia en la tensión media en la falla entre un nudo de cirujano (79,7 N) y un nudo cuadrado plano (82,9 N). (26)

Khiste SV en un estudio elaborado en el 2013 en el que se realiza una preparación de saliva artificial con el motivo de crear el ambiente de la cavidad oral, en una proporción de 1: 1. Esta solución biológica fue preparada y mantenida a un pH de 7,4 a 8,1 en una incubadora a 37°C. Las muestras se colocaron en un recipiente que contenía la mezcla de saliva sérica simulando el ambiente oral y mantenido en un estado sin tensiones hasta una hora específica.

La resistencia a la tracción de las muestras de sutura se ensayó en el tiempo especificado: preinmersión y 1 hora y 1, 3, 7, 10, y 14 días después de la inmersión. Se evaluó la resistencia a la tracción utilizando la máquina Universal UltraTest

(Mecmesin, Slinfold, Reino Unido). Cada muestra se tomó del recipiente conteniendo la solución de saliva y la sutura se colocó con el nudo apuntado a mitad de camino entre ambos brazos a permitir para consistencia distribución en vigor respecto al nudo. La evaluación de la resistencia a la tracción de las muestras de sutura fue hecho a una velocidad de cruce de 25 cm / min. De cada muestra se registró la carga máxima en Newton (N) y se tabuló para su análisis. El punto de rotura para cada muestra de cada material se evaluó en una ampliación $\times 10$ usando un microscopio (Labovision, Olympus Co., Tokio, Japón) con una cámara digital adjunta. Se realizó un análisis estadístico descriptivo en el estudio. El pH del medio es otro factor importante que gana más importancia en la reabsorción de suturas. Niveles de pH se encontró que influyen en el rendimiento de las suturas no absorbibles. Sólo las condiciones alcalinas aceleran la degradación de sintético, suturas absorbibles. El pH fue mantenido entre 7,4 y 8.1 comprobándose diariamente y reposición de la solución cada 2 días cuando cambios en el pH eran modificados.

De las tres suturas utilizadas en el estudio, la sutura Acido Poliglicólico tenía la mayor resistencia a la tracción en la línea de base. En el suero de la saliva, las suturas de Ácido Poliglicólico mantuvieron su resistencia a la tracción durante los primeros 3 días, pero una reducción significativa en la tensión fue observada hasta el día 14. Sin embargo, en otro estudio utilizando la solución de lactato de Ringer, la Acido Poliglicólico no mostró cambio en la fuerza de 0 a 13 días. La razón podría ser que en el estudio se utilizó una solución salina de suero y suturas se colocaron en la incubadora a 37 ° C, lo cual no fue hecho en el otro estudio. Así, la temperatura y el tipo de solución podrían tener un efecto en propiedades de tensión de las suturas.

Las suturas Poliglactina 910 tuvieron la menor resistencia a la tracción al inicio, pero mantuvieron su resistencia a la tracción hasta el día 7 y 10, y tenía mínima fuerza el día 14. Esto coincidió con otro estudio, el cual informó una menor resistencia del Vicryl cuando humedecía en saliva en comparación con otros líquidos como Soja, solución salina o leche. La saliva parece aumentar la degradación de las suturas, dando como resultado en la reducción de tensión fuerza. (12)

Tres materiales de sutura (catgut crómico [CG], poliglactina [PG] y poliiglactina de absorción rápida [PG-FA]). Utilizado en diámetros de 4-0 y 5-0. Se utilizaron 252 muestras (42 de cada material y calibre). Una simulación biológica se creó in vitro como medio de sumersión mezclando 9 ml de Saliva y suero humano en una proporción de 1: 1 en una placa de Petri Mantenido a un pH de 7,4 a 8,1 a 37°C. Todas las muestras se les realizo Prueba de preimmersion y 1 hora y 1, 3, 7, 10 y 14 días Postinmersión. La resistencia a la tracción se evaluó usando una Microtensiometro y se determinó la carga máxima requerida para causar la ruptura de la sutura. Resultados: Durante las primeras 24 horas de inmersión, todas las muestras 4-0 y 5-0 de CG y PG mantuvieron su nivel inicial de resistencia; PG-FA 5-0 disminuyó en resistencia, que fue estadísticamente Significativa ($P = 0,001$). Entre los días 1 y 3, La resistencia a la tracción de PG y PG-FA disminuyó significativamente, Con PG-FA 5-0 mostrando una disminucion mayor y más pronunciada Que PG-FA 4-0; La resistencia a la tracción de CG cambió poco durante este tiempo. Después de 7 días de inmersión, PG 4-0 mostro una Resistencia a la tracción significativamente mayor que CG, y ambos fueron Significativamente mayor que la de PG-FA. Al día 10, CG y PG tenía estadísticamente mayor fuerza ($P = 0,01$)

que PG-FA, Y los valores fueron similares para los materiales de calibre 4-0 y 5-0. Todas las muestras de PG-FA 5-0 y la mayoría de las muestras de PG-FA 4-0 Exhibieron una resistencia de 0,00 N (es decir, se habían desintegrado) en el 10 y 14 días de evaluación. Conclusiones: Las suturas 4-0 son más fuertes y tienen mayor resistencia a la tracción que las suturas 5-0. CG parece mantener su fuerza Mejor que PG y PG-FA, después de 2 semanas. PG-FA puede no ser un Sutura deseable si se requiere resistencia a la tracción después de 10 días. Por lo tanto, se requieren estudios in vivo bien diseñados que generen mayor evidencia científica con relación al tema. (14)

En una evaluación de la resistencia a la tracción realizada en cuatro suturas polidioxonona, ácido Poliglicólico, poliglactina y catgut se encontró que todos los materiales mostraron cierta variabilidad; la menor variabilidad en las cargas de fractura y resistencia a la tracción de los diferentes indicadores que se encuentran con Dexon, Prolene y Vicryl (menos de Coeficiente de variación del 6%). Los mismos diámetros nominales, es decir, los mismos números de calibre, revelaron estadísticamente datos significativos.

En general, en términos de carga de fractura, Vicryl se encontró que era el más fuerte. En la situación clínica, la carga por falla de una sutura es más importante que el parámetro material, la resistencia a la tracción, ya que el cirujano necesita saber cuánta fuerza puede aplicarse a una sutura antes de que se rompa. Sobre esta base, los materiales de calibre 1 más fuertes Son PDS, Vicryl, Dexon plus, y catgut crómico. En el caso de suturas de los calibres 0, 00 y 000, PDS, Vicryl, y Dexon son los materiales más fuertes, y de éstos solamente PDS es un material monofilamento. Sin

embargo, todas estas suturas son absorbibles y perderán una proporción significativa de su fuerza durante un período de 28 días y más, la ventaja de fuerza inicial se perderá con la implantación en el cuerpo. La fuerza sola, sin embargo, no es el único criterio sobre el cual se hace la selección de suturas, otros criterios son características de manejo y estabilidad del nudo.

Otros estudios actualmente en curso indican que los progresos de los materiales ensayados difieren en la estabilidad del nudo, en ciertos casos un número de tiros son necesarios para asegurar el no desprendimiento de una sutura quirúrgica. Sin embargo, los datos indican que los materiales de sutura más nuevos tienen una gran resistencia, incluso en medidores bajos, para que el cirujano pueda ejercer una fuerza razonablemente alta en atar nudos sin temor a romper la sutura durante la cirugía.

(28)

Este estudio examinó la resistencia a la tracción y la ruptura, así como la tasa de degradación de cuatro tipos de sutura absorbible comúnmente utilizado para las reparaciones de hipostasias en el Reino Unido. Se examinó el efecto del almacenamiento prolongado (hasta 27 días) en la orina humana en suturas Vicryl, Vicryl Rapide, Monocryl y polidioxanona (PDS) de calibre 6/0. Estos cuatro materiales de sutura son comúnmente utilizados por el cirujano consultor de plástico senior (NK) para reparaciones de hipospartículas. Las secciones de 50 mm de estos materiales de sutura se almacenaron en orina o solución salina como control. En puntos de tiempo especificados, cada sutura se colocó en una máquina de prueba de carga uniaxial para evaluar el perfil de tensión y la carga mecánica requerida para romper la sutura.

La exposición a la orina redujo la resistencia a la tracción y la rotura de todos los materiales de sutura probados. PDS demostró la mayor resistencia. Vicryl Rapide fue la sutura más débil y se degradó completamente al día 6. Vicryl y Monocryl presentaron perfiles de degradación similares, pero Vicryl conservó más de su resistencia a la tracción durante más tiempo.

Conclusiones: Hay que establecer un equilibrio entre la duración de la permanencia de un material de sutura en cualquier herida quirúrgica y el riesgo de que se produzcan efectos de cuerpos extraños. Los resultados de este estudio sugieren que Vicryl tiene las mejores características para la uretroplastia de los cuatro materiales de sutura probados. (17)

Chu CC, en el año 2009, evaluó el efecto del pH sobre la resistencia a la tracción de varios tipos de poliglactina 910. Se observaron diferentes niveles de degradación hidrolítico de este copolímero en 3 diferentes pH. La sutura que mayor resistencia presento fue la sumergida en el pH 7,4, mientras que las muestras de pH= 10,09 mostró la pérdida más rápida de resistencia a la rotura. Esto concluye que la resistencia máxima a la tensión se genera en torno al nivel de pH de 7,0, mientras que en pH tanto alcalinos como ácidos se modifica las propiedades de resistesia a la ruptura. Este material de sutura absorbible sintético exhibe la característica básica de hidrólisis catalizada tanto por ácido como base. (5)

Las investigaciones previas de Debus ES y cols en 1997, Pavan A Cols en 1979, Yaltirik M y Cols en 2003, y Racey GL y col en 1978, 30-33 de suturas poliglactina mostraron excelentes propiedades de manipulación, alta resistencia a la tracción

inicial y menos reacciones tisulares. La sutura poliglactina 910 utilizada en este estudio fue recubierta con Poliglactina 370. El revestimiento poliglactina 370 está destinado a facilitar el nudo y disminuir el arrastre de tejido. (29) El otro material de sutura (PG-FA), que es más nuevo, es el mismo como poliglactina, pero se modifica ionizando con rayos gamma. En teoría, esto resulta en una absorción más rápida sin un compromiso en la fuerza.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar el efecto del pH sobre la resistencia a la tracción de la sutura poliglactina 910 ETHICON® en diferentes tiempos de exposición.

1.4.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS:

- Comparar la resistencia a la tracción de la sutura poliglactina 910 ETHICON® en diferentes pH (3, 5, 7 y 8).
- Comparar la resistencia a la tracción de la sutura poliglactina 910 ETHICON® en diferentes tiempos de sumersión (15 minutos, 2, 72 y 168 horas)
- Determinar si existe relación de la resistencia a la tracción entre los diferentes tiempos y pH.

2. METODOLOGIA

2.1 TIPO DE ESTUDIO: EXPERIMENTAL IN VITRO

2.2 MUESTRA: Material de sutura poliglactina 910 ETHICON®

2.3 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.3.1 CRITERIOS DE INCLUSION:

- Sutura poliglactina 910 ETHICON® 5/0 que mantenga su estructura macroscópica y que permitan su manipulación.

2.3.2 CRITERIOS DE EXCLUSION:

- Sutura poliglactina 910 ETHICON® 5/0 que hayan degradado al momento de su medición.
- Suturas que hayan sobrepasado el tiempo de sumersión.
- Aquellas muestras a las cuales se haya secado el medio de inmersión.

2.5 OPERACIONALIZACION DE VARIABLES

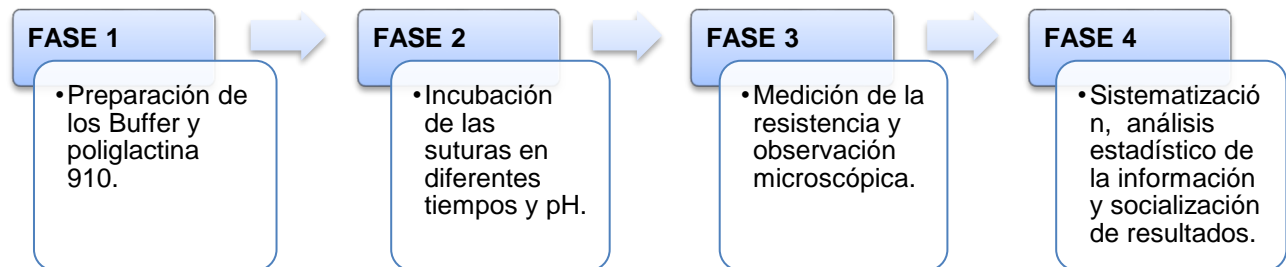
VARIABLE	DEFINICION	OPERACIONALIZACION	NIVEL DE MEDICION	RECOLECCION Y REGISTRO	INSTRUMENTO DE MEDICION
RESISTENCIA A LA TRACCIÓN	Es la cantidad de fuerza que soporta una sutura antes de deformarse o romperse	0 a 9.8067 N/cm ²	Cuantitativa razón	Dinamómetro. Anexo 1. Tabla de valores	Observacional
pH	Es la medida de que se utiliza para determinar el grado de acides o alcalinidad de un medio	3, 5, 7, 8	Cualitativa Ordinal	Tiras medidoras de pH. Anexo 1, Tabla de valores	Observacional
TIEMPO	Es el tiempo que duraran las suturas sumergidas en los diferentes medios con variaciones de ph	15 min, 2 hr, 72 hr, 168 hr	Cuantitativa	Cronometro, Anexo 1, Tabla de valores	Observacional

2.6 HIPOTESIS:

ALTERNA: Los pH (3, 5, 7 y 8) tienen efecto sobre la resistencia a la tracción de la sutura poliglactina 910 ETHICON® en los diferentes tiempos de exposición (15 minutos, 2 horas, 72 horas, 168 horas).

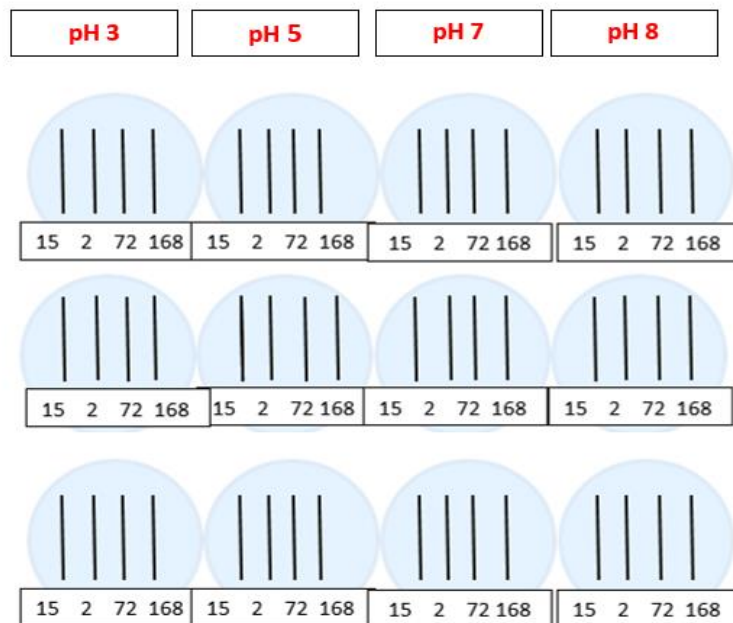
NULA: Los pH (3, 5, 7 y 8) No tienen efecto sobre la resistencia a la tracción de la sutura poliglactina 910 ETHICON® en los diferentes tiempos de exposición (15 minutos, 2 horas, 72 horas, 168 horas).

2.7 PROCEDIMIENTO:



1. Se prepararon cuatro soluciones Buffer tamponadas a pH 3, 5, 7, 8
2. Cada solución fue distribuida en tres cajas Petri de 10 ml, cada caja Petri de 9 cm² de ancho
3. Se cortaron 51 tramos de sutura poliglactina 910 ETHICON® calibre 5.0, de 8 cm cada una.
4. Fueron sumergidos cuatro tramos por cada caja Petri, en total 48 tramos distribuidos en 12 cajas, los 3 tramos restantes fueron tomados como grupo control sin ser sumergidos en ninguna solución.

5. Se utilizó un dinamómetro calibrado (IMADA modelo DS2-50N), se tomaron las medidas de la resistencia a la tracción de la sutura poliglactina 910 ETHICON® iniciando por los tres tramos del grupo control.
6. Se retiró de cada caja Petri un tramo a los 15 minutos de sumergido, y se le aplicó la fuerza de tracción hasta el punto de ruptura registrado en Newton con el dinamómetro, se repitió el procedimiento con cada tramo las 2 horas, 72 horas y 168 horas.
7. Siendo registradas todas las medidas en el instrumento de recolección Tabla 1. Resistencia a la tracción de la poliglactina 910 ETHICON®.
8. En los casos donde la sutura sufrió degradación se realizó la observación en el microscopio óptico marca Olympus a 40 x y 10x para registrar la degradación de la fibra con fotografía.



2.8 ANALISIS ESTADISTICO

Los datos obtenidos fueron tabulados en una hoja de cálculo en Excel de Microsoft Office versión. 2010, donde se codificaron las variables, posteriormente se procesó la información en el software R versión 3.4.4. con la función pbg (Profile Analysis by Group). Se aplicaron análisis de perfiles con el fin de determinar si existe alguna relación entre la resistencia, la concentración del pH y el tiempo de exposición.

2.9 ASPECTOS ETICOS

Este estudio se consideró sin riesgo porque empleo técnicas y métodos de investigación documental retrospectivo y no se realizó ninguna intervención o modificación intencionada de las variables biológicas de los materiales que participan en el estudio, ya que se realizó de forma in-vitro en materiales inertes.

A su vez se clasifico según el artículo 60 “de la investigación de otros nuevos recursos” en el capítulo III de la resolución 8430 de 1993, ya que se realizaron actividades investigativas sobre el material de sutura poliglactina 910 ETHICON® utilizado ampliamente en el tratamiento quirúrgico periodontal.

3. RESULTADOS

Inicialmente se evidencio que la resistencia del grupo control (sin aplicar ninguna variable) fue en promedio de 9.2 N/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 8,35 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. (Figura 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 pH 8 (Figura 1).

Se realizó un análisis multivariado entre las muestras sometidas a pH 3 y pH5 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 $p=0,03$.

Entre las muestras 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 $p=0.02$.

Al comparar los 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 $p=0.08$.

Los grupos de pH5 y pH7 no presentaron ninguna diferencia estadísticamente significativa ($p=0.9$), tampoco hubo entre sus tiempos ($p=0.28$).

El comportamiento entre los 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 $p=0.12$.

Las muestras se observaron microscópicamente para evaluar la integridad del material antes y después de la aplicación de las fuerzas; 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).

4. DISCUSIÓN

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), proporcionando así un concepto más 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.

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.

En este estudio el promedio de resistencia del grupo control fue de 9,2 N/cm² similar a lo reportado por Sujeet Vinayak Khiste 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 pos 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 en 2009 por Eric Chung y cols, 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 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 Sujeet Vinayak y cols 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, 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 ETHICON® 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. Alshehri en 2015, utilizando saliva artificial con un pH de 7 en control 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 desde la medida inicial pre-inmersión hasta la última medida a las 168 horas independiente del pH aplicado, coincidiendo con Asvin Vasanthan 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)

5 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 el mayor porcentaje de pérdida de la fuerza se presentó en el pH 3 hasta en un 73%. Además, los diferentes pH tuvieron un efecto degradante que modificó las características del hilo trenzado separando las fibras que se encontraban unidas para resistir la tensión.

BIBLIOGRAFIA

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.
18. Sortino F, Lombardo C, Sciacca A. Silk and polyglycolic acid in oral surgery: a comparative study. *Oral Surg Oral Med Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;105:15-8.
19. Tyler B, Gullotti D, Mangraviti A, Utsuki T, Brem H. Polylactic acid (PLA) controlled delivery carriers for biomedical applications. *Adv Drug Deliv Rev.* 2016;15:163-75.
20. Luna G, Rodrigues J, Wathsn R. Análise da resistência de tensão de três diferentes fios de sutura utilizados em cirurgia buccal. *Rev. Bras. Cir. Cabeça Pescoço.* 2009;38:15 -8.
21. Greenwald D, Shumway S, Albear P, Gottlieb L. Mechanical Comparison of 10 Suture Materials before and after in Vivo Incubation. *J Surg Res.* 1994; 5:372-7.
22. Tomihata K, Suzuki M, Ikada Y. The pH dependence of monofilament sutures on hydrolytic degradation. *J Biomed Mater Res.* 2001; 5:511-8.
23. Muftuoglu MA, Ozkan E, Saglam A. Effect of human pancreatic juice and bile on the tensile strength of suture materials. *Im J Surg.* 2004;188:200–3.
24. Hennessey D.B, Carey E, Simms C.K, Hanly A, Winter D.C. Torsion of monofilament and polyfilament sutures under tension decreases suture strength and increases risk of suture fracture. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;12:168-73.

25. Da Silva Dalben G, Francischone LA, Prieto Oliveira P, Consolaro A. Evaluation of sutures after immersion in nonalcoholic benzydamine hydrochloride mouthrinse by scanning electron microscopy. *Clin Oral Investig*. 2008;12:287-90.
26. Johnson PC, Roberts AD, Hire JM, Mueller TL. The Effect of Instrumentation on Suture Tensile Strength and Knot Pullout Strength of Common Suture Materials. *J Surg Educ*. 2016;73:162-65.
27. Muffly TM, Boyce J, Kieweg SL, Bonham AJ. Tensile strength of a surgeon's or a square knot. *J Surg Educ*. 2010;67:222-6.
28. Von Fraunhofer JA, Storey RS, Stone IK, and Masterson BJ. Tensile strength of suture materials. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1985;19:595-600.
29. Debus ES, Geiger D, Sailer M, Ederer J, Thiede A. Physical, biological and handling characteristics of surgical suture material: A comparison of four different multifilament absorbable sutures. *Eur Surg Res*. 1997;29:52-61.
30. Pavan A, Bosio M, Longo T. A comparative study of poly(glycolic acid) and catgut as suture materials. Histomorphology and mechanical properties. *J Biomed Mater Res*. 1979;13:477-96.
31. Yaltirik M, Dedeoglu K, Bilgic B, et al. Comparison of four different suture materials in soft tissues of rats. *Oral Dis*. 2003;9:284-6.

ANEXOS

Tabla 3. Tabla de significancia estadística p-valor

Tiempo	Prueba	Valor P
Todos los tiempos	pH3 - pH5	0.03479588
	pH3 - pH7	0.02490649
	pH3 - pH8	0.08557623
	pH5 - pH7	0.2819789
	pH5 - pH8	0.08120684
	pH7 - pH8	0.1233613

Figura 1. Resistencia a la Tracción de la sutura poliglactina 910

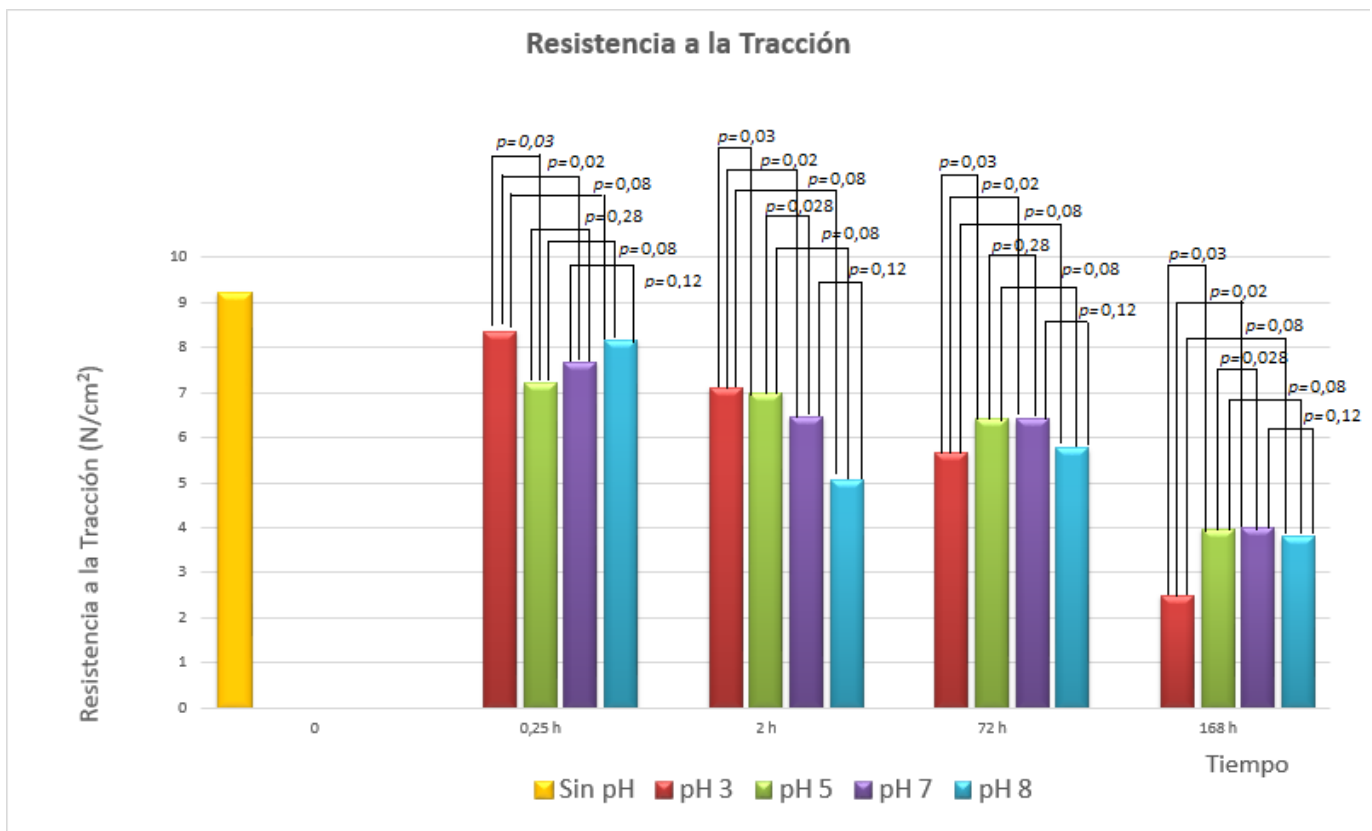


Imagen 1. Imagen microscópica de sutura control sin ser sometida a ningún pH o fuerza.

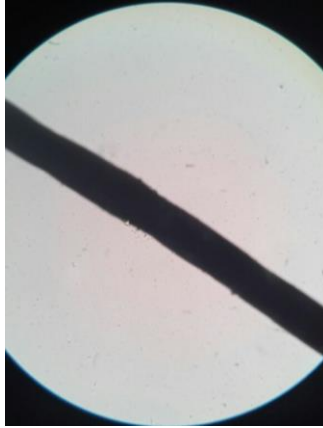


Imagen 2. Imagen microscópica de la sutura después de la prueba de resistencia a la tracción en pH 8 a las 168 h.



Anexo 1. Análisis de Perfiles

Con el fin de determinar si existen diferencias entre los diferentes niveles de concentración del Ph, se utilizará el análisis de perfiles. Se utilizará el software R versión 3.4.4. y la función pbg (Profile Analysis by Group).

Una de las principales modalidades de diseño de medidas repetidas es aquella donde los sujetos están clasificados de acuerdo con variables pronósticas o de naturaleza clasificatoria de carácter biológico, psicológico o social. Son formatos donde los sujetos están distribuidos en grupos de acuerdo con uno o más criterios de clasificación y repiten medidas a lo largo de los mismos intervalos de observación. Así, dentro de un mismo estudio se aplica la estrategia de comparación de grupos y se analizan los cambios en función del tiempo. Esta clase de diseño, que permite probar un conjunto de hipótesis de interés, se asocia, con frecuencia, al análisis de perfiles.

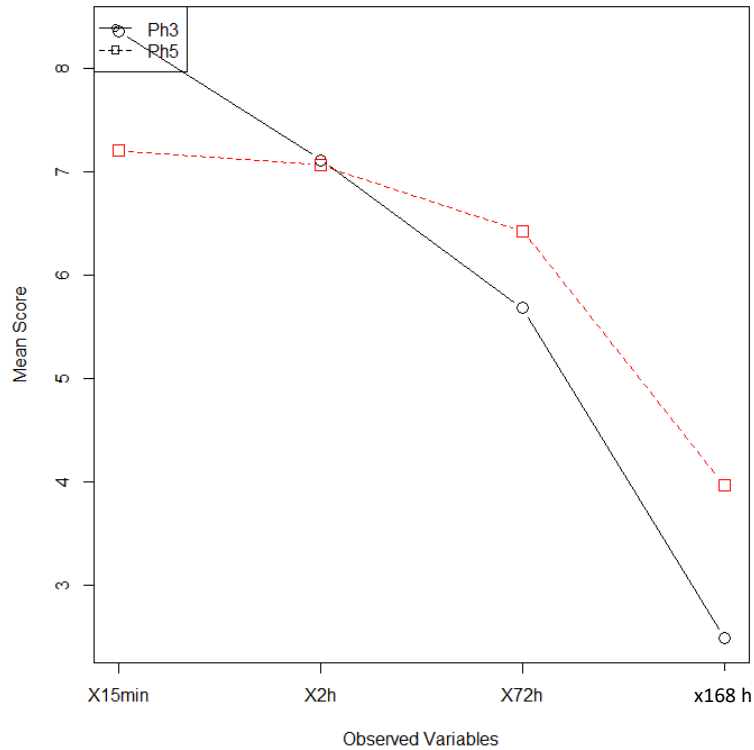
Hipótesis 1. Paralelismo de los perfiles (Comparación de tiempos)

¿Pueden considerarse paralelas las curvas o perfiles de los diferentes grupos implicados en el estudio? En caso afirmativo, se infiere que no hay interacción entre los grupos y las ocasiones y que ambos grupos responden de forma similar en cada uno de los puntos u ocasiones.

Hipótesis 2. Perfiles coincidentes (Comparación entre grupos de Ph)

Si los perfiles son paralelos, cabe plantear una segunda hipótesis: ¿son, al mismo tiempo, *coincidentes*? es decir, ¿existe una diferencia entre ambos grupos? Se trata, en este segundo caso, de una hipótesis relativa a la diferencia entre los grupos. Esta segunda hipótesis se refiere a la coincidencia de los grupos.

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 pH3 es superior en los 15 primeros minutos y la media del pH3 es inferior en las 72 y 168 horas.

Hypothesis Tests:

\$ Ho: Profiles are parallel

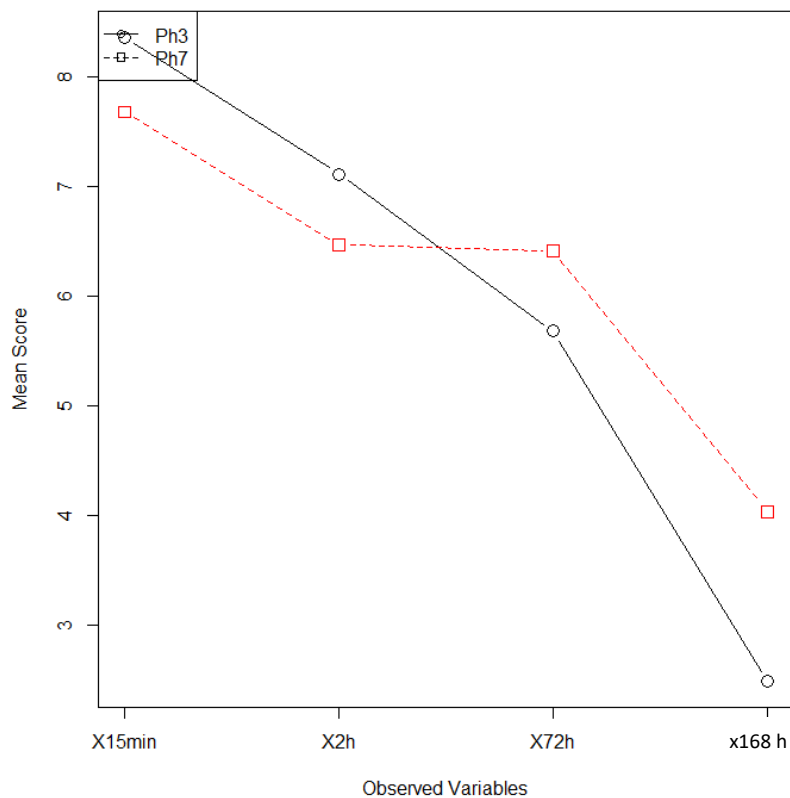
	Multivariate.Test	Statistic	Approx.F	num.df	den.df	p.value
1	Wilks	0.0233339	27.90406	3	2	0.03479588
2	Pillai	0.9766661	27.90406	3	2	0.03479588
3	Hotelling-Lawley	41.8560939	27.90406	3	2	0.03479588
4	Roy	41.8560939	27.90406	3	2	0.03479588

Al observar los p-value de las 4 pruebas que arroja la función y comparados contra un alpha de 0.05, se rechaza la hipótesis de paralelismo, por lo cual existe diferencia en entre los tiempos.

\$`Ho: Profiles have equal levels`					
	Df	Sum Sq	Mean Sq	F value	Pr(>F)
group	1	0.09722	0.09722	5.844	0.073 .
Residuals	4	0.06654	0.01664		

Al observar el p-value (Pr(>F)) que arroja la función y comparado contra un alpha de 0.05, se No rechaza la hipótesis de coincidentes, por lo cual No existe diferencia en el comportamiento de los Ph. P=0,073

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 168 horas.

Hypothesis Tests:

\$`Ho: Profiles are parallel`

	Multivariate.Test	Statistic	Approx.F	num.df	den.df	p.value
1	Wilks	0.01667403	39.31567	3	2	0.02490649
2	Pillai	0.98332597	39.31567	3	2	0.02490649
3	Hotelling-Lawley	58.97351203	39.31567	3	2	0.02490649
4	Roy	58.97351203	39.31567	3	2	0.02490649

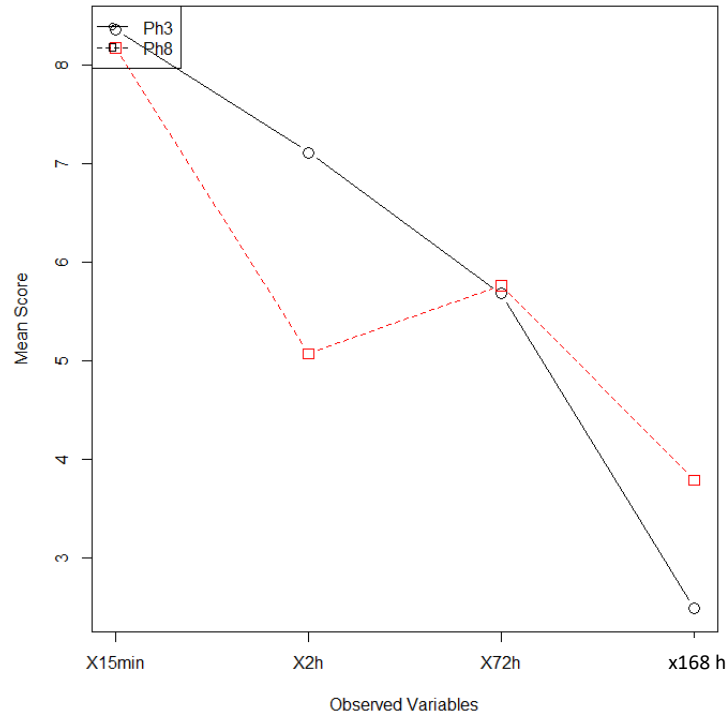
Al observar los p-value de las 4 pruebas que arroja la función y comparado contra un alpha de 0.05, se rechaza la hipótesis de paralelismo, por lo cual existe diferencia en entre los tiempos.

\$`Ho: Profiles have equal levels`

	Df	Sum Sq	Mean Sq	F value	Pr(>F)
group	1	0.08425	0.08425	2.564	0.185
Residuals	4	0.13144	0.03286		

Al observar el p-value (Pr(>F)) que arroja la función y comparado contra un alpha de 0.05, se No se rechaza la hipótesis de coincidentes, por lo cual No existe diferencia en el comportamiento de los pH.

Figura 4. Comportamiento entre los grupos pH 3 – pH 8



En el gráfico se aprecia el comportamiento de los grupos pH 3 y pH 8 (Rojo) en el cual se evidencia comportamientos similares en los tiempos 15 minutos y 72 horas. Además que la media del ph3 es superior en la medición de 2 horas y la media del ph3 es inferior en las medición de 168 horas.

Hypothesis Tests:

\$`Ho: Profiles are parallel`

	Multivariate.Test	Statistic	Approx.F	num.df	den.df	p.value
1	Wilks	0.0578971	10.84801	3	2	0.08557623
2	Pillai	0.9421029	10.84801	3	2	0.08557623
3	Hotelling-Lawley	16.2720211	10.84801	3	2	0.08557623
4	Roy	16.2720211	10.84801	3	2	0.08557623

Al observar los p-value de las 4 pruebas que arroja la función y comparado contra un alpha de 0.05, No se rechaza la hipótesis de paralelismo, por lo cual No existe diferencia en entre los tiempos.

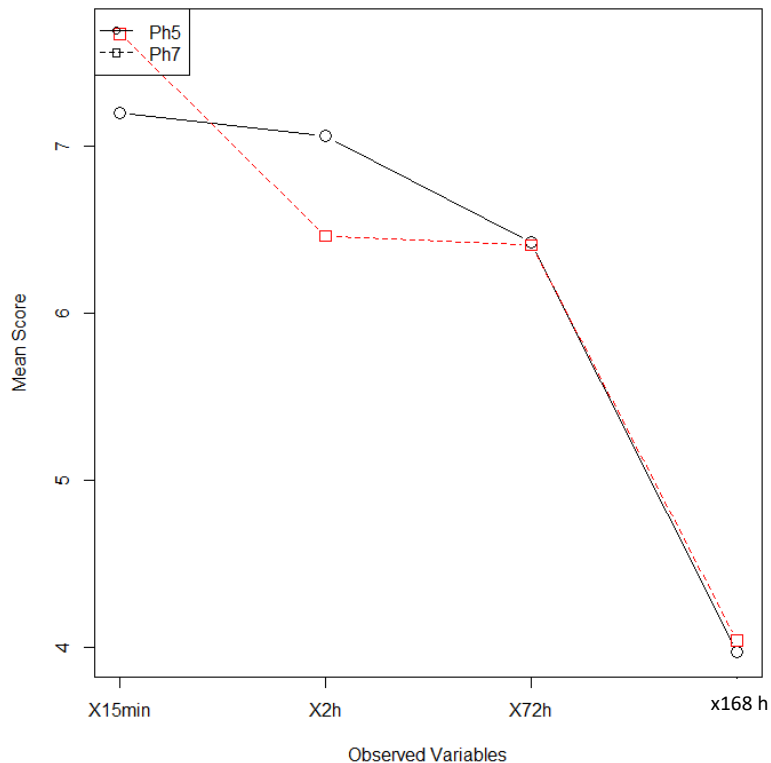
\$`Ho: Profiles have equal levels`

Df	Sum Sq	Mean Sq	F value	Pr(>F)
----	--------	---------	---------	--------

group	1	0.06641	0.06641	8.65	0.0423 *
Residuals	4	0.03071	0.00768		

Al observar el p-value ($Pr(>F)$) que arroja la función y comparado contra un alpha de 0.05, se rechaza la hipótesis de coincidentes, por lo cual existe diferencia en el comportamiento de los pH.

Figura 5. Comportamiento de la resistencia a la tracción entre los grupos pH5 – pH 7



En el gráfico se aprecia el comportamiento de los grupos pH 5 y pH 7 (Rojo) en el cual se evidencia comportamientos similares en los tiempos 72 y 168 horas. Además, que la media del pH 5 es superior en la medición de 2 horas y la media del pH 5 es inferior en la medición de 15 minutos.

\$`Ho: Profiles are parallel`

	Multivariate Test	Statistic	Approx.F	num.df	den.df	p.value
1	Wilks	0.198153	2.697736	3	2	0.2819789
2	Pillai	0.801847	2.697736	3	2	0.2819789

3	Hotelling-Lawley	4.046604	2.697736	3	2	0.2819789
4	Roy	4.046604	2.697736	3	2	0.2819789

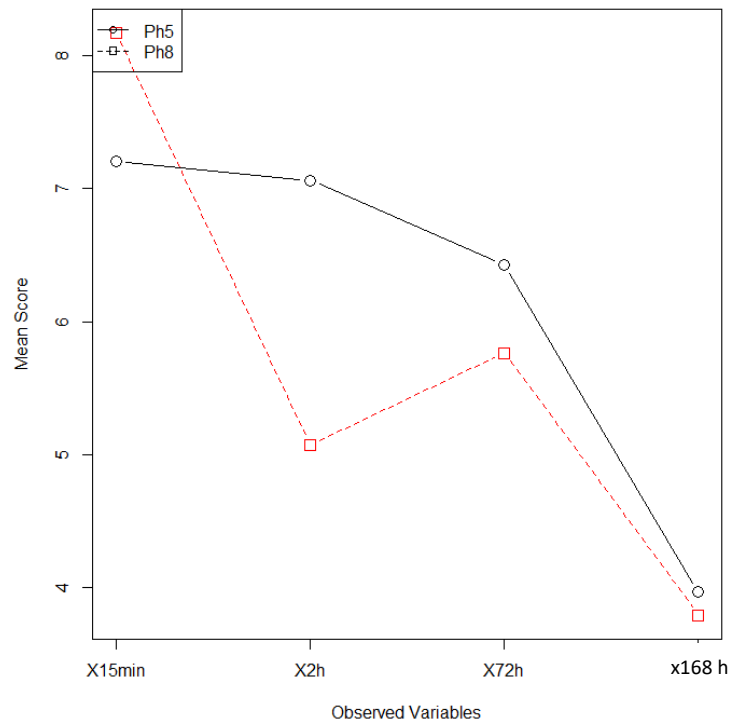
Al observar los p-valor de las 4 pruebas que arroja la función y comparado contra un alpha de 0.05, No se rechaza la hipótesis de paralelismo, por lo cual No existe diferencia en entre los tiempos.

\$` Ho: Profiles have equal levels`

	Df	Sum Sq	Mean Sq	F value	Pr(>F)
group	1	0.00046	0.00046	0.011	0.92
Residuals	4	0.16215	0.04054		

Al observar el p-valor (Pr(>F)) que arroja la función y comparado contra un alpha de 0.05, NO se rechaza la hipótesis de coincidentes, por lo cual NO existe diferencia en el comportamiento de los pH.

Figura 6. Comportamiento entre los grupos pH 5 – pH 8



En el gráfico se aprecia el comportamiento de los grupos pH 5 y pH 8 (Rojo) en el cual se evidencia comportamientos similares en el tiempo de 168 horas. Además, que la media del pH 5 es superior en la medición de 15 minutos e inferior en el restante de los tiempos medidos.

Hypothesis Tests:

\$ Ho: Profiles are parallel

Multivariate.Test	Statistic	Approx.F	num.df	den.df	p.value
1 Wilks	0.05489839	11.47698	3	2	0.08120684
2 Pillai	0.94510161	11.47698	3	2	0.08120684
3 Hotelling-Lawley	17.21546901	11.47698	3	2	0.08120684
4 Roy	17.21546901	11.47698	3	2	0.08120684

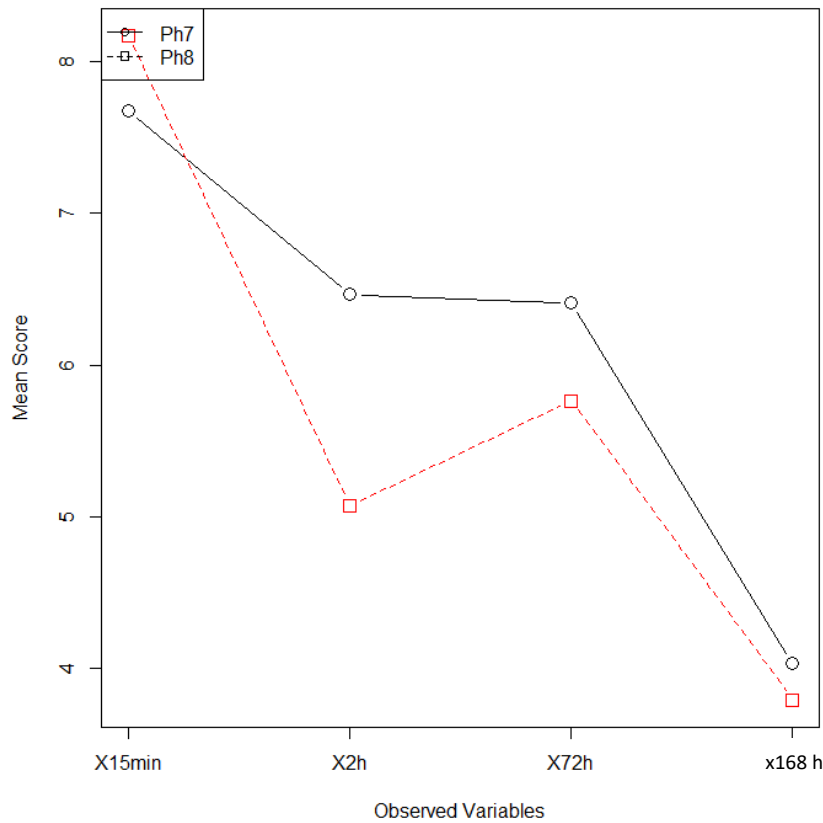
Al observar los p-value de las 4 pruebas que arroja la función y comparado contra un alpha de 0.05, No se rechaza la hipótesis de paralelismo, por lo cual No existe diferencia en entre los tiempos.

`Ho: Profiles have equal levels`

	Df	Sum Sq	Mean Sq	F value	Pr(>F)
group	1	0.3243	0.3243	21.12	0.0101 *
Residuals	4	0.0614	0.0154		

Al observar el p-value (Pr(>F)) que arroja la función y comparado contra un alpha de 0.05, se rechaza la hipótesis de coincidentes, por lo cual existe diferencia en el comportamiento de los pH.

Figura 7. Comportamiento de la resistencia a la tracción entre los grupos pH 7 y pH 8.



En el gráfico se aprecia el comportamiento de los grupos pH 7 y pH 8 (Rojo) en el cual se evidencia comportamientos similares en el tiempo de 168 horas. Además, que la media del pH 7 es superior en la medición de 15 minutos e inferior en el restante de los tiempos medidos.

Hypothesis Tests:

\$ Ho: Profiles are parallel

	Multivariate Test	Statistic	Approx.F	num.df	den.df	p.value
1	Wilks	0.08403175	7.266842	3	2	0.1233613
2	Pillai	0.91596825	7.266842	3	2	0.1233613
3	Hotelling-Lawley	10.90026343	7.266842	3	2	0.1233613
4	Roy	10.90026343	7.266842	3	2	0.1233613

Al observar los p-value de las 4 pruebas que arroja la función y comparado contra un alpha de 0.05, No se rechaza la hipótesis de paralelismo, por lo cual No existe diferencia en entre los tiempos.

```
$` Ho: Profiles have equal levels`  
      Df Sum Sq Mean Sq F value Pr(>F)  
group  1 0.3003 0.30027  9.508 0.0368 *  
Residuals  4 0.1263 0.03158
```

Al observar el p-value (Pr(>F)) que arroja la función y comparado contra un alpha de 0.05, se rechaza la hipótesis de coincidentes, por lo cual existe diferencia en el comportamiento de los pH.

Anexo 2. Programación

```
install.packages("profileR")
```

```
library("profileR")
```

```
#para ph3 y ph5
```

```
data(ph3.ph5)
```

```
mod1 <- pbg(data=ph3.ph5[,1:4], group=ph3.ph5[,5], original.names=TRUE,  
profile.plot=TRUE)
```

```
print(mod1) #prints average scores in the profile across two groups
```

```
summary(mod1) #prints the results of three profile by group hypothesis tests
```

```
#para ph3 y ph7
```

```
data(ph3.ph7)
```

```
mod2 <- pbg(data=ph3.ph7[,1:4], group=ph3.ph7[,5], original.names=TRUE,  
profile.plot=TRUE)
```

```
print(mod2) #prints average scores in the profile across two groups
```

```
summary(mod2) #prints the results of three profile by group hypothesis tests
```

```
#para ph3 y ph8
```

```
data(ph3.ph8)
```

```
mod3 <- pbg(data=ph3.ph8[,1:4], group=ph3.ph8[,5], original.names=TRUE,  
profile.plot=TRUE)
```

```
print(mod3) #prints average scores in the profile across two groups
```

```
summary(mod3) #prints the results of three profile by group hypothesis tests
```

```
#para ph5 y ph7
```

```
data(ph5.ph7)
```

```
mod4 <- pbg(data=ph5.ph7[,1:4], group=ph5.ph7[,5], original.names=TRUE,  
profile.plot=TRUE)
```

```
print(mod4) #prints average scores in the profile across two groups
```

```
summary(mod4) #prints the results of three profile by group hypothesis tests
```

```
#para ph5 y ph8
```

```
data(ph5.ph8)
```

```
mod5 <- pbg(data=ph5.ph8[,1:4], group=ph5.ph8[,5], original.names=TRUE,  
profile.plot=TRUE)
```

```
print(mod5) #prints average scores in the profile across two groups
```

```
summary(mod5) #prints the results of three profile by group hypothesis tests
```

```
#para ph7 y ph8
```

```
data(ph7.ph8)
```

```
mod6 <- pbg(data=ph7.ph8[,1:4], group=ph7.ph8[,5], original.names=TRUE,  
profile.plot=TRUE)
```

```
print(mod6) #prints average scores in the profile across two groups
```

summary(mod6) #prints the results of three profile by group hypothesis tests