



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
ESCUELA DE POSGRADO

**EVALUACIÓN DE LA TENSIÓN DE
LIGADURAS ELASTOMÉRICAS
CONVENCIONALES Y LAS TRATADAS
CON MATERIAL LUBRICANTE
(SILICONA) EXPUESTAS A
DIFERENTES TIPOS DE BEBIDAS,
ESTUDIO *IN VITRO*.**

TESIS PARA OPTAR EL GRADO DE
MAESTRO EN ORTODONCIA

FRANZ WILLMAN CHIGUALA MIXÁN

LIMA - PERÚ
2017

ASESOR:

Dr. Esp. Abraham Meneses López

Departamento Académico Estomatológico del Niño y el Adolescente

COASESOR:

Mg. Esp. Carlos Liñan Duran

Departamento Académico Estomatológico del Niño y el Adolescente

DEDICATORIA

A mi hija: Marian Chiguala Ching quien es
mi motor para seguir adelante.

AGRADECIMIENTOS

- Esta tesis, si bien ha requerido de sacrificio y dedicación, no hubiese sido posible su culminación sin la cooperación desinteresada de cada una de las personas que a continuación citaré
- Primero y antes que nada, dar gracias a Dios, por guiarme y protegerme siempre.
- A mis padres: Melecio y Yolanda Rosa, que siempre me cuidaron, protegieron y apoyaron pero sobre todo por son unos padres ejemplares.
- A mis hermanos: Edward Frank y Marelsy Herminia; así como también a Norca Ching Morante que siempre me aconsejaron en los momentos que necesitaba de su ayuda y motivación.
- A los docentes de la Maestría en Ortodoncia de la Facultad de Estomatología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, quienes me brindaron sus conocimientos y experiencias durante el tiempo que permanecí como estudiante para obtener el grado de Magister con mención en Ortodoncia, especialmente al Dra. Leyla Delgado Cotrina, Dr. Abraham Meneses López, Dra. Carmen Rosa García Rupaya, Dr. Carlos Liñan Duran y Dra. Yileng Tay Chu-Jon.
- Así también a la Dirección Universitaria de Investigación, Ciencia y Tecnología (DUICT) de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, por haberme otorgado la beca Tejada Porturas el cual me ayudó grandemente en el financiamiento para ejecutar mi trabajo de investigación.

RESUMEN

Objetivos: El propósito de este estudio fue de evaluar *in vitro* de Coca Cola[®], Pilsen Callao[®] y Red Bull[®] en la tensión de ligaduras elastoméricas convencionales Morelli[®] y las tratadas con material lubricante Synergy[®] en diferentes intervalos de tiempo.

Materiales y métodos: Para el estudio se empleó ligaduras elastoméricas convencionales, Morelli[®] y las tratadas con material lubricante, Synergy[®], las cuales se evaluaron en seco, en saliva artificial y en inmersiones de Coca Cola[®], Pilsen Callao[®] y Red Bull[®]. La tensión se midió a través de una máquina de evaluación universal en intervalos de tiempo de 0 horas, 24 horas, 7 días, 24 días y 28 días.

Resultados: El análisis de varianza ANOVA multifactorial de tres vías fue usado para comparar el efecto de las bebidas de evaluación sobre la tensión de las diferentes ligaduras elastoméricas lo cual se afirma que no hay diferencia estadísticamente significativas

Conclusiones: Todas las ligaduras elastoméricas expuestas a bebidas experimentaron pérdida de la tensión, siendo las ligaduras elastoméricas Morelli[®] las que presentó menor tensión que las ligaduras elastoméricas Synergy[®].

Palabras Claves: Poliuretanos, Elastómeros, Bebidas, Resistencia a la Tracción.

ABSTRACT

Objectives: The purpose of this study was to evaluate the *in vitro* effect of Coca Cola[®], Pilsen Callao[®] y Red Bull[®] on the tension of Morelli[®] conventional elastomeric ligation and treat with Synergy[®] lubricating material at different time intervals.

Materials and methods: The study used conventional elastomeric ligatures, Morelli[®] and those treated with lubricating material, Synergy[®], which were evaluated dry, in artificial saliva and in dipping of Coca Cola[®], Pilsen Callao[®] y Red Bull[®]. The tension was measured through a universal evaluation machine at time intervals of 0 hours, 24 hours, 7 days, 24 days and 28 days.

Results: Analysis of three-way multivariate ANOVA variance was used to compare the effect of the evaluation beverages on the tension of the different elastomeric ligatures which asserts that there is no statistically significant difference

Conclusions: All the elastomeric ligatures exposed to beverages experienced loss of tension, the Morelli[®] elastomeric ligatures presented lower tension than Synergy[®] elastomeric ligatures.

Key Words: Polyurethanes, Elastomers, Beverage, Tensile Strength.

ÍNDICE DE TABLAS

		Pág.
Tabla 1.	Resultados del ANOVA multifactorial de las ligaduras elastoméricas y las variables de interacción.	28
Tabla 2.	Comparación de la tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli® luego de ser expuesta a una determinada bebida en diferentes intervalos de tiempo.	29
Tabla 3.	Comparación de las diferencia de tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli® expuestas a las bebidas de evaluación en cada intervalo de tiempo.	30
Tabla 4.	Comparación de la tensión de las ligaduras elastoméricas Synergy® luego de ser expuesta a una determinada bebida en diferentes intervalos de tiempo.	31
Tabla 5.	Comparación de las diferencia de tensión de las ligaduras elastoméricas Synergy® expuestas a las bebidas de evaluación en cada intervalo de tiempo.	32
Tabla 6.	Comparación de la diferencia de tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli® y Synergy® expuestas a Saliva Artificial®, Coca Cola®, Pilsen Callao® o Red Bull® en diferentes intervalos de tiempo.	33

ÍNDICE DE GRÁFICOS

		Pág.
Gráfico 1.	Comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli [®] expuestas a diferentes bebidas en diferentes intervalos de tiempo.	24
Gráfico 2.	Comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas Synergy [®] expuestas a diferentes bebidas en diferentes intervalos de tiempo.	24
Gráfico 3.	Comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli [®] y Synergy [®] expuestas a Saliva Artificial [®] en diferentes intervalos de tiempo.	24
Gráfico 4.	Comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli [®] y Synergy [®] expuestas a Coca Cola [®] en diferentes intervalos de tiempo.	24
Gráfico 5.	Comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli [®] y Synergy [®] expuestas a Pilsen Callao [®] en diferentes intervalos de tiempo.	24
Gráfico 6.	Comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli [®] y Synergy [®] expuestas a Red Bull [®] en diferentes intervalos de tiempo.	24

ÍNDICE DE FIGURAS

		Pág.
Figura 1.	Barras de acero inoxidable que se usaran en el estudio.	49
Figura 2.	Barras de acero inoxidable desgastada con ligaduras elastoméricas.	49
Figura 3.	Máquina de evaluación universal.	50
Figura 4.	Gráfica que representa la ligadura elastomérica a 5 mm.	50

LISTA DE ABREVIATURAS

° C : Grados Centígrados.

CO₂ : Dióxido de Carbono.

gr : Gramos.

N : Fuerza Newton.

pH : Potencial de hidrógeno.

OCNH : Fórmula del Uretano.

% : Símbolo de porcentaje.

π Denominado Denominación "**pi**" y es la relación entre la longitud de una circunferencia y su diámetro, su valor es 3.141592654.

INDICE DE CONTENIDOS

	Pág.
I. INTRODUCCIÓN	01
II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	03
II.1. Planteamiento del problema	03
II.2. Justificación	04
III. MARCO TEÓRICO	05
IV. OBJETIVOS	14
IV.1. Objetivo general	14
IV.2. Objetivos específicos	14
V. HIPÓTESIS	15
VI. MATERIAL Y MÉTODOS	16
VI.1. Diseño del estudio	16
VI.2. Muestra	16
VI.3. Variables	17
VI.4. Técnicas y/o procedimientos	20
VI.5. Plan de análisis	22
VI.6. Consideraciones éticas	22
VII. RESULTADOS	23
VIII. DISCUSIÓN	34
IX. CONCLUSIONES	41
X. RECOMENDACIONES	42
XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	43
X. ANEXOS	47

I. INTRODUCCIÓN

Las ligaduras elastoméricas o comúnmente conocidos como módulos elásticos son materiales ortodónticos fabricados con polímeros de poliuretano, que empleamos frecuentemente durante un tratamiento ortodóntico. Estos aditamentos tienen forma de anillos pequeños e individuales, que se usan durante un periodo de tiempo y sirven para mantener sujeto el alambre sobre las ranuras de los brackets por intermedio de una determinada fuerza de compresión que ellos generan. En la actualidad sabemos que todos los materiales elásticos colocados por un cierto tiempo en la boca de un paciente están sujetos a deformación permanente, pudiendo generar estas deformaciones diversos efectos secundarios no deseados y por ende prolongar más el tratamiento; las ligaduras elastoméricas no escapan a este problema, pues el colocarlos en boca por cierto tiempo, hace que se exponga a diversas condiciones generándose una degradación de la fuerza para mantener el alambre en su sitio. Esto hace que las empresas fabricantes de estos materiales se preocupen más por mejorar las propiedades de las ligaduras elastoméricas. En la actualidad podemos encontrar en el mercado diferentes tipos de ligaduras elastoméricas tales como las ligaduras grises, claras o de diferentes colores, los impregnados con fluoruro y recientemente las ligaduras cubiertas con polímero hidrogel, el cual se fabrica a través de una nueva tecnología denominada metafasix. Según el fabricante estas ligaduras difícilmente se degradan al humedecerse con agua porque el polímero hidrogel transforma la superficie del poliuretano del elastómero en una superficie lisa. Entre las ventajas tenemos una superficie pulida y lubricada que reduce la adherencia bacteriana y baja fricción. Existen varios trabajos de investigación que se han preocupado por evaluar

las propiedades de estos materiales elásticos, tanto en seco como en húmedo (saliva artificial), sin embargo aún no hay trabajos de investigación concluyentes, donde se evalúe estas propiedades cuando se exponen a diversas bebidas de consumo masivo en nuestra actual sociedad como gaseosas, cerveza o bebidas energizantes.

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II.1. Planteamiento del problema

Las ligaduras metálicas son los materiales que mejor comportamiento tienen con los tejidos duros y blandos, durante un tratamiento ortodóntico, pero su colocación toma mucho tiempo y para algunos clínicos esto les resulta muy engorroso y ante una gran demanda de pacientes poco rentable; Otra desventaja es que las puntas de las ligaduras metálicas pueden lesionar la mucosa oral, generando incomodidad al paciente. Por ende las ligaduras elastoméricas se vuelven cada vez más populares en su uso ya que son aplicados muy rápidamente, son confortables para el paciente y están disponibles en varias formas y colores, sin embargo estos materiales en boca se alteran sus propiedades elásticas, lo cual ocasiona que el alambre no se mantenga sujeto dentro de la ranura del bracket, perdiendo gran parte de la información que tienen los brackets para los dientes. Recientemente se ha introducido en el mercado unas ligaduras elastoméricas lubricadas con silicona, con la finalidad de disminuir la fricción, sin embargo no se sabe si su tensión elástica mantendrá el alambre en la ranura del bracket durante un determinado tiempo cuando son expuestos a diversas bebidas como las gaseosas, cervezas o bebidas energizantes; ya que en la actualidad se sabe que estas bebidas han aumentado mucho en su consumo por adolescente y jóvenes, los cuales son el grupo etario que más tratamiento de ortodoncia se realizan. Por lo cual se llega a la inquietud con la siguiente pregunta: ¿Cuál es el efecto que las bebidas como la gaseosa, la cerveza y la bebida energizante tendrán sobre la tensión de las ligaduras elastoméricas convencionales y las tratadas con material lubricante?

II.2. Justificación

Teniendo en cuenta que no existen estudios de este tipo, el trabajo nos permitirá conocer como estas bebidas de gran consumo afectan la tensión de las ligaduras elastoméricas.

El estudio beneficiará al ortodoncista, porque tendrá conocimiento sobre el comportamiento de la tensión de estas ligaduras elastoméricas para indicar de manera correcta que ligadura elastoméricas se comporta mejor en un paciente de ortodoncia que consume cualquiera de estas bebidas de evaluación.

También beneficiará a los pacientes, quien recibirá estas ligaduras elastoméricas durante su tratamiento ortodóntico con indicaciones basadas en información científica logrando los resultados deseados y evitando daño a las estructuras dentales.

III. MARCO TEÓRICO

El elastómero es un material que aumenta su longitud cuando se le aplica una determinada fuerza y recobra su tamaño original cuando la fuerza desaparece¹. El caucho natural fue el primer material con estas propiedades y que fue empleado desde la civilización Inca y Maya; sin embargo su uso fue limitado porque la temperatura y la humedad hacia perder fácilmente sus propiedades.²⁻⁴ Con el descubrimiento del vulcanizado por Charles Goodyear en 1839, las propiedades del caucho natural mejoraron y su uso se incrementaron; y pronto ortodoncistas como Baker, Case y Angle comenzaron a trabajar con este material en sus tratamientos.^{5,6}

Los elásticos sintéticos fueron introducidos en 1920 gracias al desarrollo de la petroquímica; ⁷ estos materiales son polímeros amorfos hecho de poliuretano, sin embargo; la composición exacta es información exclusiva del fabricante. Los poliuretanos no son directamente polímero de uretano, pero si son un derivado a través de un proceso de reacción de poliéster o poliéter con di o – poliisocianatos para producir una compleja estructura de enlaces de uretano.^{7, 8} Los polímeros no son materiales elásticos ideales, sus propiedades mecánicas depende mucho del tiempo de función y la temperatura.

Los polímeros no se ven afectados por exposiciones cortas al agua, pero si llega a descomponerse cuando se somete por mucho tiempo a ácidos o la humedad (agua), generando hidrolisis.⁸

El oscurecimiento de los polímeros elásticos en boca se debe al llenado de las cavidades huecas de la matriz del elástico por fluidos o bacterias.⁷ El polímero también es degradado por el ozono a través de un proceso autocatalítico.^{9,10}

Los elastómeros poseen propiedades excelentes, entre las que podemos destacar la capacidad de estirar y retraerse rápidamente con un alto módulo de elasticidad, buena resistencia y la recuperación total de su forma al cese de la fuerza sufrida. Sin embargo, los elastómeros no son elásticos ideales porque son afectados por la duración de la fuerza que se les aplica y por el medio ambiente al que se le somete.¹¹

Actualmente los materiales elásticos, se han vuelto muy populares para los ortodontistas ya que genera facilidad en la práctica clínica por su fácil uso. Dentro de estos materiales tenemos los elásticos intermaxilares, cadenas de poder, topes para derrotar piezas dentales, las ligaduras elastoméricas o módulos elásticos, entre otros.

Las ligaduras elastoméricas sirven para amarrar los arcos ortodónticos a los brackets,¹¹ sin embargo para ese procedimiento los ortodoncistas también disponemos de alambres de ligadura o de brackets de autoligado.¹²

En sus inicios los clínicos usaban alambres de ligadura de 0.08 a 0.014 pulgadas, pero poco a poco las ligaduras elastoméricas han cobrado más popularidad por ser más prácticos e igual de eficientes.^{2,12}

Además de ser colocadas fácil y rápidamente, estos dispositivos tienen una gran variedad de colores, diferentes tamaños, formas y son confortables para los pacientes.¹¹ Ese confort se debe precisamente a la superficie lisa, que no produce heridas a los tejidos, a diferencia de los alambres metálicos, que pueden lacerar la mucosa oral cuando están mal adaptados.

Las ligaduras elastoméricas también son elastómeros sintéticos a base de poliuretano, que es un derivado del petróleo, el cual presenta propiedades químicas y físicas muy superiores a los derivados del caucho natural porque le realizan refuerzo en sus enlaces químicos por un proceso de polimerización.¹¹ Sin embargo estos poliuretanos que poseen un grupo OCONH^3 no son polímeros directos de los uretanos, si no es una estructura compleja del poliéster o poliéter con enlaces de uretano. Es decir se les denomina en términos generales poliuretanos solo porque tiene enlaces de uretano.²

Estas ligaduras básicamente se elaboran de dos formas: por moldeo de inyección o corte. El de moldeo por inyección es hecho por inyección de material elastómero licuado dentro de un molde y luego endurecido, mientras que el de corte son rebanadas de un tubo elastomérico procesado previamente.²

Estos materiales elásticos pese a que tienen método de fabricación similar y materia prima común (como el poliuretano) siempre se ha encontrado variaciones significativas con lo que respecta a su tensión³ Las diferencias pueden ser atribuidas fundamentalmente a las variaciones del procesamiento de su fabricación, lo cual

involucra la fabricación de corte versus moldeo por inyección de la materia prima, diversos aditivos incorporados en el producto final, rigor en los procedimientos de control de calidad, entre otros.^{3,11}

Estas ligaduras elastoméricas, cuya composición son información del fabricante, son colocadas y cambiadas por el ortodoncista cada tres o cuatro semanas.¹³ Entre las ventajas tenemos una aplicación rápida y comfortable para el paciente. Las desventajas es que la dentición y los tejidos blandos pueden ser adversamente afectados por acumulación de microorganismos sobre la superficie adyacente al bracket ligado con la ligadura elastomérica, los arcos no pueden asentar completamente durante el torque o la corrección de las rotaciones y la fricción (*binding*) puede ocurrir con mecánica de deslizamiento. Otro inconveniente de las ligaduras elastoméricas es la fuerza ejercida, que mucho va a depender de la magnitud de la fuerza inicial, la duración o el tiempo de uso y la tasa de deterioro de la ligadura; este último aspecto está directamente relacionado con la pérdida de la tensión y los cambios dimensionales que experimenta.²

A pesar de los progresos obtenidos en el desarrollo de las ligaduras elastoméricas, algunas propiedades físicas como la pérdida de tensión aún son deficientes cuando estas son expuestas a la agresión proveniente del medio bucal. Los exámenes de laboratorio muestran una reducción drástica de los niveles de fuerza del elastómero en las primeras 24 horas en inmersión de saliva artificial, confirmando así, la

incapacidad de estos materiales para mantener un nivel constante de fuerza durante un largo periodo de tiempo.¹¹

Esto pasa por que ante la presencia de humedad las ligaduras elastoméricas absorben agua, el cual va a facilitar el desplazamiento de las moléculas o cadenas de polímeros una más allá que la otra acelerando el proceso de degradación de estos materiales². Muchos autores han reportado que estos productos sufren deformación permanente y pérdida rápida de la fuerza en un 50% a 70% solo en las primeras 24 horas.^{7, 8, 12-14}

Sin embargo pese a su rápida degradación; las ligaduras elastoméricas inicialmente generan la misma fuerza de fijación que los alambres de ligadura.² Pero conforme pasa el tiempo la fuerza ejercida por las ligaduras elastoméricas para sujetar el alambre empieza a ser menor que las ejercidas por los alambres de ligadura. Por lo tanto, el conocimiento sobre las alteraciones de las propiedades mecánicas de las ligaduras elásticas cuando se estira es de gran interés, para muchos investigadores, ya que como estos materiales van a permanecer por un tiempo relativamente largo en la boca de los pacientes, lo que se espera es que durante ese intervalo de tiempo las ligaduras elastoméricas continúe ejerciendo una presión clínicamente adecuada, sin embargo existe muchas discrepancias en los resultados de las investigaciones ya que existen diferentes protocolos adoptados para la evaluación del porcentaje de degradación de la fuerza de los elastómeros, que involucra pruebas en seco o húmedo, incluyendo agua, saliva artificial, medios de fluoruro en el pH ácido o neutro, diferentes temperaturas, etc.³

Para algunos autores la degradación de los elastómeros se debe al pH salival, bebidas, alimentos y placa dental, el cual causa que los elastómeros no ejerzan fuerzas constantes y que en 3 semanas generalmente quede una tensión residual de 5%.¹⁵

Brooks and Hershley reportaron que el preestiramiento de las ligaduras elastoméricas reduce la cantidad de fuerza de degradación. Las ligaduras pre-estirada durante un día y probados inmediatamente después mantuvieron 15 a 20% más de la tensión inicial en el primer día de prueba, y alrededor de 10% más de la tensión inicial a lo largo de un período de prueba de cuatro semana en comparación con los que no fueron pre estirados. Esto sugiere que el pre estiramiento puede ser una técnica para el ortodoncista para obtener ligaduras elastomericas con fuerzas casi constantes hasta mejorar los materiales.¹⁶ Otros autores sugieren que ante esta degradación sustancial en la tensión, los ortodoncistas deberían aplicar una fuerza inicial grande a los dientes con estos aparatos, aproximadamente hasta cuatro veces el nivel deseado, con la finalidad que con la rápida degradación de la tensión, rápidamente se podría conseguir fuerzas biológicas para los dientes.¹³

Actualmente, los fabricantes están mejorando las técnicas de fabricación a fin de reducir los efectos indeseables de la caída de nivel de fuerza generada por las ligaduras elastoméricas. En el mercado existen varias ligaduras con diferentes propiedades y que prometen cambiar esta realidad. Con el avance de la tecnología las empresas introdujeron en el mercado ligaduras elásticas con un recubrimiento a base

de polímero que pretende cambiar las características de la superficie de las ligaduras elásticas para disminuir la fricción de los arcos en el bracket, aumentar los niveles de fuerza de las ligaduras, reducir la adhesión de las bacterias y aumentar su resiliencia. Otra mejora fue la creación de un diseño apropiado, con angulaciones, lo que permitió una mejor fijación al bracket y comodidad para el paciente por un menor contacto del labio al elastómero.¹¹ Es por eso que en la actualidad en el mercado existen diferentes tipos de ligaduras elastoméricas, que pueden ser grises, claros o de diferentes colores, ligaduras de fluoruro impregnado, ligaduras redondas o circulares producidos por inyección, ligaduras rectangulares producidas por corte.^{8,17,18} Y recientemente tenemos ligaduras elastoméricas con recubrimiento de material lubricante¹¹. Las cuales nos ayudaran a generar diversos tipos de movimientos como la desrotación, la intrusión o la extrusión.^{18,19}

El uso de ligaduras lubricadas está asociada a una reducción de la resistencia friccional,^{20,21} que normalmente varia de 50 a 150 gr. Algunos estudios *in vitro* han demostrado que la fuerza de fricción de las ligaduras elastoméricas disminuyen durante la 3-4 semana con una concurrente degradación de la tensión, por lo que concluyeron que la fricción tiene una relación proporcional con la pérdida de la tensión.²¹⁻²³

En general podríamos afirmar que las fuerzas de fricción es menor en ligaduras con espesor pequeño que grande o en ligaduras lubricadas que no lubricadas. Las ligaduras elastoméricas lubricadas con silicona reducen la fuerza de fricción estática

en un 23 - 24% en comparación a los módulos pequeños y medianos no lubricados, y un 36 - 43% con respecto con las ligaduras grandes no lubricadas.⁸

Taloumis *et al.*,² en su estudio "*Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures*" encontró que la humedad y el calor tienen un efecto directo sobre la degradación de la tensión y la deformación permanente de las ligaduras,

Las ligaduras cubiertas con polímero hidrogel (ligaduras lubricadas) es un material que se ha desarrollado últimamente con la finalidad de mejorar la calidad de producto elastoméricos. Está cubierta evita que la ligadura se degrade con facilidad por el agua ya que el polímero hidrogel al humedecerse trasforma la superficie del poliuretano del elastómero en una superficie lisa. Otras ventajas de esta nueva ligadura es que reduce la adherencia de bacterias y baja la fricción.^{2, 7} Sin embargo en algunas investigaciones se ha detallado que durante la manipulación de este tipo de materiales, el recubrimiento podría no ser tan duradero ante las diversas condiciones del medio oral que es expuesto y que la degradación de la tensión igual se manifiesta.¹⁷ Estas diversas condiciones del medio bucal se deben al cambio de pH¹⁵ originado probablemente por los diversos hábitos alimenticios de cada persona, dentro de estos hábitos podemos destacar el consumo de bebidas: como las bebidas carbonatadas (gaseosas), las cervezas o las bebidas energizantes.

Las gaseosas son bebidas industrializadas que están generalmente edulcoradas, saborizadas, acidificadas y cargadas con dióxido de carbono (CO₂). Su consumo es

muy popular en el mundo y en el Perú se ha incrementado en los últimos años, las gaseosas más populares en nuestro país son Inca Kola® (37 %), Coca – Cola® (25 %), Kola Real® (16 %), Pepsi® (5%), Triple Kola® (5%) y Fanta® (3%). Uno de los inconvenientes es que estas bebidas presentan valores de pH en promedio de 3, el cual tiene capacidad de producir alteraciones significativas en el pH salival.²⁴

Zavaleta *et al.*,²⁵ informó que las sustancias más consumidas por los estudiantes de 15 universidades (5 públicas y 10 privadas) en Lima son las bebidas energizantes y las bebidas alcohólicas. Las bebidas energizantes son consumidas por los estudiantes para evitar dormir y estudiar durante las madrugadas antes de sus exámenes. Mientras que el consumo de bebidas alcohólicas como la cerveza es una práctica común en las reuniones sociales. Todas estas bebidas han estado siempre bajo sospecha de tener efectos nocivos para la salud humana, así como también efectos permanentes para la salud dental,²⁶⁻³³ por lo cual creemos que también generan efectos perjudiciales en los materiales de ortodoncia, específicamente los elastómeros como las ligaduras elastoméricas; complicando aún más el progreso del tratamiento ortodónico. La presente investigación pretende evaluar la tensión, de ligaduras elastoméricas convencionales y los tratados con material lubricante después de haber sido expuestos a diferentes bebidas.

IV. OBJETIVO

IV.1. Objetivo general

Evaluar la tensión de ligaduras elastoméricas convencionales Morelli® y las tratadas con material lubricante Synergy® antes y después de exponerlas a Coca Cola®, Pilsen Callao® y Red Bull® a las 24horas, 7días, 14días y 28 días.

IV.2. Objetivos específicos

1. Determinar qué bebida genera menor tensión en las ligaduras elastoméricas convencionales Morelli® a las 24horas, 7días, 14días y 28 días.
2. Determinar qué bebida genera menor tensión en las ligaduras elastoméricas tratadas con material lubricante Synergy® a las 24horas, 7días, 14días y 28 días
3. Determinar la diferencia de tensión de la ligaduras elastoméricas convencionales Morelli® con las ligaduras elastoméricas tratadas con material lubricante Synergy® antes y después de ser expuestas a Coca Cola®, Pilsen Callao® y Red Bull® a las 24horas, 7días, 14días y 28 días.

V. HIPÓTESIS

Las ligaduras elastoméricas convencionales genera menos tensión que las tratadas con material lubricante (Silicona) antes y después de ser expuestas a Coca Cola[®], Pilsen Callao[®] y Red Bull[®] a las 24 horas, 7 días, 14 días y 28 días.

VI. MATERIAL Y MÉTODOS

VI.1. Diseño del estudio

El estudio fue experimental *in vitro*.

VI.2. Muestra / Grupo experimental

Estuvo constituido por ligaduras elastoméricas convencionales fabricados por moldeado por inyección y los que además se adiciona un material lubricante (silicona), para el proceso de estandarización de las muestras utilizadas en esta investigación, se realizaron los siguientes criterios de selección:

- Ligaduras elastoméricas sintéticas.
- Ligaduras elastoméricas nuevas.
- Ligaduras elastoméricas que provengan del mismo lote.
- Ligaduras elastoméricas que no hayan estado expuesto al medio ambiente.
- Ligaduras elastoméricas que aun estén con la fecha de vencimiento vigente.

Se realizó un estudio piloto, para determinar el tamaño muestral utilizando la fórmula de comparación de medias:

El tamaño muestral fue determinado por medio de un estudio piloto, los datos obtenidos fueron colocados en una calculadora para obtener el tamaño muestral de variables continuas de la página <https://www.sealedenvelope.com>, estas calculadoras se basan en aproximaciones a la distribución normal y han sido probadas con resultados de artículos publicados. Para este proceso se colocaron los datos a un nivel de significancia de 5%, con un poder de 90%, la media del grupo control, la media de

grupo experimental y la desviación estándar; la muestra mínima requerida fue de 10 muestras para cada grupo, se aumentó el número de muestras por posibles fallas o pérdidas, se utilizaron un total de 15 muestras por grupo haciendo un total de 300 muestras para el estudio.

Los grupos a evaluar serán los siguientes:

GRUPO	TIPO DE ELASTÓMERO	BEBIDAS DE INMERSIÓN	INTERVALO DE TIEMPOS
1	Convencional	Saliva Artificial [®] .	0 horas
2		Coca-Cola [®] .	24 horas
3		Pilsen Callao [®] .	7 días
4		Red Bull [®] .	14 días 28 días
1	Con lubricante	Saliva Artificial [®] .	0 horas
2		Coca-Cola [®] .	24 horas
3		Pilsen Callao [®] .	7 días
4		Red Bull [®] .	14 días 28 días

VI.3. Variables

A. Variables Independientes

Ligaduras Elastoméricas: Definido como pequeños elastómeros de forma circular que fijan el alambre de ortodoncia a los brackets durante un periodo de tiempo. Esta variable es de tipo cualitativa, su indicador está dado por la marca de ligadura elastoméricas, medida en escala nominal y esta valorizada de acuerdo al protocolo empleado.

Bebidas de Inmersión: Definido como bebidas a las cuales se expondrá las ligaduras elastoméricas. Esta variable es de tipo cualitativa, su indicador está dado por la marca comercial de las bebidas de evaluación, medida en escala nominal y esta valorizada de acuerdo al protocolo empleado.

Tiempo: Definido como intervalos de momentos que usaremos para evaluar la tensión de las ligaduras elastoméricas. Esta variable es de tipo cualitativa, su indicador está dado por días calendario y en horas, medida en escala nominal y esta valorizada de acuerdo al protocolo empleado.

B. Variable Dependiente

Diferencia de Tensión: Obtenida primero a través de los cambios que experimenta la tensión de las ligaduras elastoméricas en el tiempo (0 horas, 24 horas, 7 días, 14 días y 28 días) cuando han sido expuesto a una determinada bebida (Saliva Artificial[®], Coca Cola[®], Pilsen Callao[®] o Red Bull[®]) y la diferencia de tensión de la ligadura elastoméricas Morelli[®] con Synergy[®], expuesta a una determinada bebida en un tiempo específico. Esta variable es de tipo cuantitativo, su indicador es la prueba de tracción, medida en escala de razón y esta valorizada en Newton (N).

VI.3.1. Operacionalización De Variables

VARIABLE		DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICION OPERACIONAL	INDICADOR	TIPO	ESCALA DE MEDICIÓN	VALORES O CATEGORÍAS
Variable Dependiente	Diferencia de Tensión	Cambio de la fuerza de unión de las moléculas internas de las ligaduras elastoméricas ocasionada por una fuerza externa en un determinado tiempo.	Cambios que experimenta la tensión de las ligaduras elastoméricas en el tiempo cuando han sido expuesto a una determinada bebida y la diferencia de tensión de la ligadura elastoméricas expuesta a una determinada bebida en un tiempo específico.	Tensión en Newton (N)	Cuantitativo	Razón	Newton (N)
Variable Independiente	Ligaduras Elastoméricas	Material que aumenta su longitud cuando se le aplica una determinada fuerza y recobra su tamaño original cuando la fuerza desaparece.	Pequeños elastómeros de forma circular que fijan el alambre de ortodoncia a los brackets durante un periodo de tiempo	Sin Silicona Con Silicona	Cualitativo	Nominal	Morelli®. Synergy®.
Variable Independiente	Bebidas de Inmersión	Cualquier líquido que se ingiere, siendo su principal objetivo el calmar la sed	Bebidas a las cuales se expondrá las ligaduras elastoméricas.	Marca Comercial	Cualitativo	Nominal	Saliva Artificial®. Coca Cola®. Pilsen Callao®. Red Bull®.
Covariable	Tiempo	Magnitud física con la que medimos la duración de acontecimientos.	Intervalos de momentos que usaremos para evaluar la tensión de las ligaduras elastoméricas.	Días calendario y en horas.	Cualitativo	Nominal	0 horas 24 horas 7 días 14 días 28 días

VI.4. Técnicas y/o procedimientos

El presente estudio se realizó en los laboratorios de la clínica estomatológica de la Universidad Peruana Cayetano Heredia y en el laboratorio de ensayos de materiales - High Technology Laboratory Certificate S.A.C, para lo cual se elaboraran las respectivas cartas solicitando los permisos respectivos para la ejecución del proyecto (Anexo 1 y 2).

Se seleccionaron ligaduras elastoméricas Morelli® y Synergy® siguiendo los criterios de selección.

Las ligaduras elastoméricas fueron insertados en una barra de acero inoxidable de 15 mm de longitud y 4mm de diámetro, el diámetro corresponde al diámetro de un bracket de un incisivo central superior de slot 0.022 pulgadas^{2, 11, 12} (Anexo 3, figura 1).

Un extremo de la barra fue afilado para facilitar la introducción y retiro de las ligaduras elastoméricas (Anexo 3, figura 2).

Estas barras de acero inoxidable permitieron la completa sumersión de los módulos elásticos a sus respectivas soluciones de control y evaluación (Coca-Cola®, Pilsen Callao®, Red Bull®).³⁴

Durante todo el tiempo del experimento, las ligaduras elastoméricas fueron sumergidas en saliva artificial a 37 ° C (pH 6.24), simulando el ambiente bucal artificial.³⁵

Para simular el consumo de las bebidas de evaluación, las ligaduras elastoméricas fueron sumergidas a Coca-Cola®, Pilsen Callao® o Red Bull® por 15 minutos, dos veces al día; con un intervalo de tiempo de 9 horas entre la primera y segunda exposición, luego las ligaduras elastoméricas volvieron a colocarse en saliva artificial a 37 ° C (pH 6.24)^{34, 35}.

Sin embargo antes de retornar a su medio bucal artificial las ligaduras elastoméricas pasaron a un inmersión intermedia también de saliva artificial durante 10 segundos con la finalidad de evitar que restos de las bebidas de prueba se queden adheridos.³⁴

El grupo control se mantuvo todo el tiempo sumergido en saliva artificial a 37 ° C (pH 6.24) sin ningún tratamiento adicional.³⁵

La tensión fueron medidos en 5 intervalos de tiempos (0 horas, 24 horas, 7 días, 14 días y 28 días) con una máquina de evaluación universal LG modelo CMT 5L, con una capacidad de 500 kg y una aproximación de 0.001 kg, para ligaduras que soportan de 1 a 2 kg.^{2, 11, 12, 34, 35}

Las ligaduras elastoméricas fueron estiradas desde una distancia inicial de 1 mm a una distancia final de 5 mm a una tasa de 5.08mm por minuto (0.2 pulgadas/mm) tal y como lo escribió Kovatch (Anexo 3, figura 3).^{11, 12 36}

Las exposiciones de las ligaduras elastoméricas a las bebidas y los momentos de hacer las mediciones de la tensión, fueron controladas con un reloj digital y días calendario respectivamente.^{2, 34}

VI.5. Plan de análisis

El análisis de resultados fue realizado utilizando una Laptop Toshiba Satellite A665 procesador Core i5 con sistema operativo Windows 10.

Todos los datos fueron recogidos en tablas de recolección de datos tanto para la marca Morelli® como para la marca Synergy® (Anexo 4 y 5) según cronograma pre establecido en una ficha de laboratorio que marca la hora exacta de realizar todo los procedimientos del estudio (Anexo 6).

Los análisis estadísticos se realizaron con el programa SPSS en la versión 23 y fueron presentados en tablas y gráficos usando estadística descriptiva. Para evaluar la tensión de las ligaduras elastoméricas en el tiempo según el tipo de bebida y la marca se empleó un análisis multivariado que corresponde la prueba ANOVA de medidas repetidas de tres factores la cual se acompañó de comparaciones post-hoc mediante la corrección de Bonferroni.

VI.6. Consideraciones éticas

El presente estudio tuvo el consentimiento y aprobación del comité de ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, así como también los permisos necesarios del laboratorio de ensayo de materiales High Technology Laboratory Certificate S.A.C para usar sus ambientes durante la ejecución del trabajo de investigación.

VII. RESULTADOS

El presente estudio evaluó 300 ligaduras elastoméricas Morelli® y 300 ligaduras elastoméricas Synergy® en medio seco y húmedo. Un grupo de ligaduras elastoméricas fueron expuestas a Saliva Artificial®, Coca Cola®, Pilsen Callao® y Red Bull® a diferentes intervalos de tiempo. Se realizaron medidas de tensión utilizando 15 ligaduras elastoméricas en cada intervalo de tiempo en cada grupo. Se evaluó un total de 600 ligaduras elastoméricas.

El Gráfico 1 muestra el comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli® antes y después de haber sido expuestas a Coca Cola®, Pilsen Callao® o Red Bull® en 24 horas, 7 días, 14 días y 28 días. En las primeras 24 horas todas las bebidas hicieron disminuir drásticamente la tensión de las ligaduras elastoméricas, siendo Red Bull® la que generó la menor tensión. A los 7 y 14 días la tensión continuó disminuyendo siendo Coca Cola y Pilsen Callao respectivamente las que generaron la menor tensión. A los 28 días la bebida que registro la menor tensión fue Coca Cola®.

El Gráfico 2 muestra el comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas Synergy® antes y después de haber sido expuestas a Coca Cola®, Pilsen Callao® o Red Bull® en 24 horas, 7 días, 14 días y 28 días. A las 24 horas todas las ligaduras elastoméricas también perdieron el mayor porcentaje de su tensión; siendo también Red Bull® la que generó la menor tensión. A los 7 días la que registro menor tensión fue Pilsen Callao® mientras que la menor tensión a los 14 días nuevamente fue Red Bull®. A los 28 días la bebida que registro la menor tensión fue Coca Cola®.

En los Gráficos 3, 4, 5 y 6 se observa que la degradación de la tensión de las ligaduras elastoméricas Synergy® es menor que las ligaduras elastoméricas Morelli® cuando son expuestas a Saliva Artificial®, Coca Cola®, Pilsen Callao® o Red Bull® respectivamente.

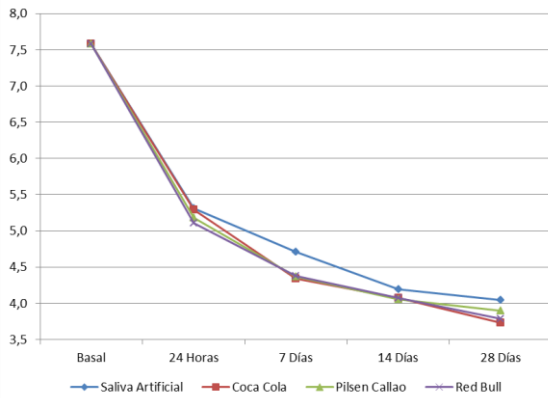


Gráfico 1. Comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli® expuestas a diferentes bebidas en diferentes intervalos de tiempo.

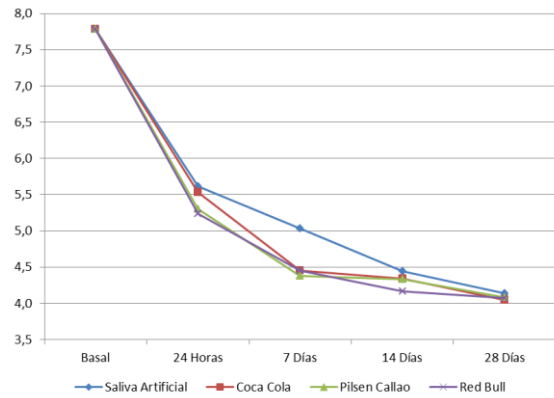


Gráfico 2. Comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas Synergy® expuestas a diferentes bebidas en diferentes intervalos de tiempo.

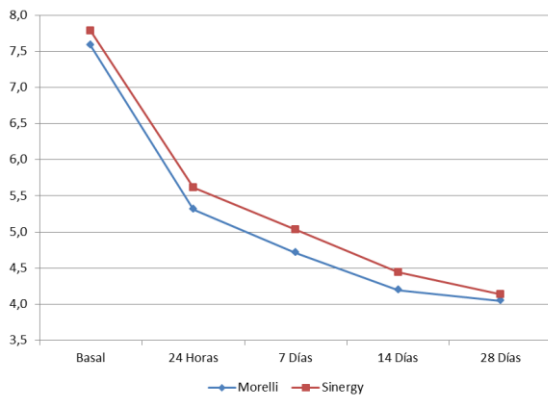


Gráfico 3. Comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli® y Synergy® expuestas a Saliva Artificial® en diferentes intervalos de tiempo.

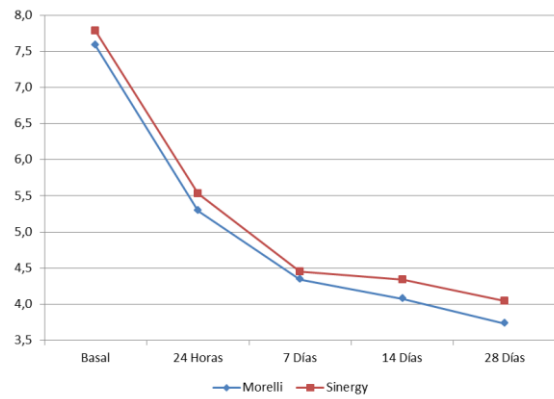


Gráfico 4. Comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli® y Synergy® expuestas a Coca Cola® en diferentes intervalos de tiempo.

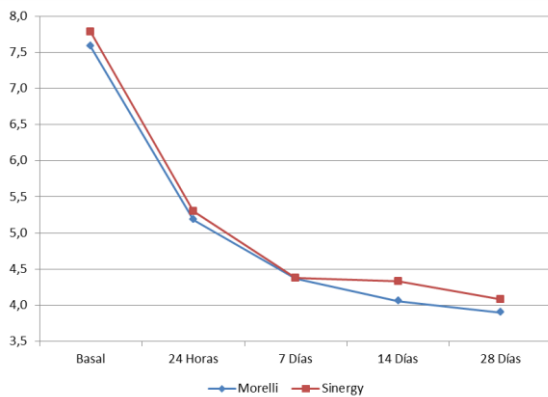


Gráfico 5. Comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli® y Synergy® expuestas a Pilsen Callao® en diferentes intervalos de tiempo.

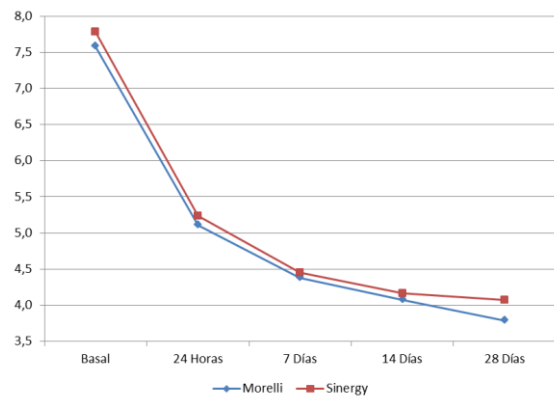


Gráfico 6. Comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli® y Synergy® expuestas a Red Bull® en diferentes intervalos de tiempo.

En la Tabla 1 observamos los resultados de ANOVA de medidas repetidas de tres factores como modelo multifactorial, resulta ser efectivo para evaluar el comportamiento del cambio en las tensiones de las ligaduras elastoméricas ($p < 0.001$), así también se identificó que dicho modelo es útil en un 99.9% para explicar la varianza de la tensión; en la evaluación de cada uno de los predictores que conforman el modelo, se estableció que existe diferencia estadísticamente significativa entre todas las bebidas evaluadas, así también dicha diferencia se evidenció en la comparación entre todas las marcas, por su parte también se encontró diferencias entre todos los tiempos de evaluación ($p < 0.001$).

En la evaluación de la interacción de dos predictores o factores, se encontró que no existe diferencia estadísticamente significativa cuando se compara las tensiones por cada marca según el tipo de bebida, lo mismo ocurrió en las comparaciones de cada marca según el tiempo de evaluación, y de la misma manera en el análisis de cada tipo de bebida según el tiempo.

El análisis de la interacción de los tres factores o predictores permitió identificar que no existe diferencia estadísticamente significativa cuando se comparan las tensiones según el tiempo de evaluación entre las marcas de elásticos y tipos de bebidas analizadas.

En la Tabla 2 se aprecia el momento en que las bebidas de evaluación generan diferencia estadística en la pérdida de la tensión de la ligadura elastoméricas Morelli[®] se aplicó ANOVA Multifactorial, no encontrando diferencia a las 24 horas, 7 y 14 días; sin embargo la pérdida de la tensión si se evidenció gradual a lo largo de tiempo, por ejemplo a las 24 horas la menor tensión se dio en las ligaduras expuestas a Red Bull[®], mientras que a las 7 y 14 días la menor tensión se notó en las ligaduras elastoméricas expuestas a Coca Cola[®] y Pilsen Callao[®] respectivamente. Por otro lado a los 28 días si se encontró diferencia estadística en la pérdida de la tensión de las ligaduras

elastoméricas Morelli[®], siendo la ligaduras expuestas a Coca Cola[®] las que presentaron menor tensión. La prueba de comparación por pares Post – Hoc de Bonferroni no encontrando diferencia estadísticamente significativa excepto a las 28 días entre Saliva Artificial[®] con Coca Cola[®] ($p < 0.01$) y Saliva Artificial[®] con Red Bull[®] ($p < 0.05$) (Tabla 3).

En la Tabla 3 se aprecia el momento en que las bebidas de evaluación generan diferencia estadística en la pérdida de la tensión de la ligadura elastoméricas Synergy[®] se aplicó ANOVA Multifactorial, encontrando la menor tensión en las ligaduras elastoméricas expuestas a Red Bull[®], Pilsen Callao[®] y Red Bull[®] a los 24 horas, 7 y 14 días respectivamente; siendo esto estadísticamente significativo; sin embargo a los 28 días la menor tensión se registró en la bebida Coca Cola[®] pero que no fue estadísticamente significativo. La Prueba Post – Hoc de Bonferroni encontró diferencia estadísticamente significativa a las 24 horas entre Saliva Artificial[®] con Pilsen Callao[®] ($p < 0.05$), Saliva artificial[®] con Red Bull[®] ($p < 0.01$) y Coca Cola[®] con Red Bull[®] ($p < 0.05$); a los 7 días entre Saliva Artificial[®] con Coca Cola[®] ($p < 0.01$), Saliva artificial[®] con Pilsen Callao[®] ($p < 0.01$) y Saliva Artificial[®] con Red Bull[®] ($p < 0.01$) y a las 14 días entre Saliva Artificial[®] con Red Bull[®]. A los 28 días no encontró diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$) (Tabla 5).

Se aplicó la Prueba Post – Hoc de Bonferroni para determinar en qué intervalo de tiempo y en que bebidas de evaluación la diferencia de tensión entre las ligaduras elastoméricas Morelli[®] y Synergy[®] es estadísticamente significativo. Encontrando que la diferencia de tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli[®] y Synergy[®] es estadísticamente significativo a las 24 horas en Saliva Artificial[®] ($p < 0.01$) y Coca Cola[®] ($p < 0.05$), a los 7 días en Saliva Artificial[®] ($p < 0.05$), A los 14 días en Saliva Artificial[®]

($p < 0.01$), Coca Cola® ($p < 0.01$) y Pilsen Callao® ($p < 0.01$) y finalmente a los 28 días en Coca Cola® ($p < 0.01$), Pilsen Callao® ($p < 0.05$) y Red Bull ($p < 0.01$) (Tabla 6).

Tabla 1. Resultados del ANOVA multifactorial de las ligaduras elastoméricas y las variables de interacción.

PARÁMETRO	P-Valor†	F	P-Valor††	Π^2
Tiempo	<0.001*			
Liga	<0.001*			
Bebida	<0.001*			
Liga * Bebida	0.824**	75 653.611	0.000*	0.999
Tiempo * Liga	0.920**			
Tiempo * Bebida	0.101**			
Tiempo * Liga * Bebida	0.987**			

† Significancia de cada predictor.

†† Prueba ANOVA multifactorial.

* Diferencia estadísticamente significativa al 99.9% de confianza.

** Diferencia estadísticamente no significativa al 95% de confianza.

Tabla 2 Comparación de la tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli® luego de ser expuesta a una determinada bebida en diferentes intervalos de tiempo.

BEBIDA EVALUADA	TIEMPOS DE EVALUACION									
	Inicial		24 Horas		7 Días		14 Días		28 Días	
	Media ±DE (%)	P-VALOR†	Media ±DE (%)	P-VALOR†	Media ±DE (%)	P-VALOR†	Media ±DE (%)	P-VALOR†	Media ±DE (%)	P-VALOR†
Saliva Artificial	7.58 ±0.49 (100%)		5.31 ±0.20 (29.96%)		4.71 ±0.42 (37.86%)		4.20 ±0.31 (44.65%)		4.04 ±0.21 (46.68%)	
Coca Cola	7.58 ±0.49 (100%)	1.00	5.30 ±0.34 (30.17%)	0.140	4.34 ±0.54 (42.71%)	0.077	4.07 ±0.14 (46.35%)	0.374	3.73 ±0.32 (50.77%)	0.044*
Pilsen Callao	7.58 ±0.49 (100%)		5.18 ±0.29 (31.67%)		4.37 ±0.51 (42.43%)		4.06 ±0.30 (46.48%)		3.89 ±0.26 (48.65%)	
Red Bull	7.58 ±0.49 (100%)		5.11 ±0.24 (32.65%)		4.38 ±0.21 (42.26%)		4.07 ±0.20 (46.32%)		3.79 ±0.42 (50.05%)	

†Prueba estadística ANOVA Multifactorial

*Diferencia Estadísticamente significativa al 95% de confianza. (p<0.05)

%Expresa la diferencia de cada grupo respecto a la medición basal.

Tabla 3 Comparación de las diferencia de tensión de las ligaduras elásticas Morelli® expuestas a las bebidas de evaluación en cada intervalo de tiempo.

MOMENTO DE EVALUACIÓN	BEBIDA DE EVALUACIÓN	Media ±DE	Saliva Artificial	Coca Cola	Pilsen Callao	Red Bull
			D† (P-Valor††)	D† (P-Valor††)	D† (P-Valor††)	D† (P-Valor††)
Tensión a las 24 Horas	Saliva Artificial	5.31 ±0.20		0.016 (1.000)	0.130 (1.000)	0.204 (0.380)
	Coca Cola	5.30 ±0.34	-0.016 (1.000)		0.114 (1.000)	0.188 (0.520)
	Pilsen Callao	5.18 ±0.29	-0.130 (1.000)	-0.114 (1.000)		0.074 (1.000)
	Red Bull	5.11 ±0.24	-0.204 (0.380)	-0.188 (0.520)	-0.074 (1.000)	
Tensión a los 7 Días	Saliva Artificial	4.71 ±0.42		0.367 (0,123)	0.346 (0.173)	0.334 (0.210)
	Coca Cola	4.34 ±0.54	-0.367 (0,123)		-0.021 (1.000)	-0.034(1.000)
	Pilsen Callao	4.37 ±0.51	-0.346 (0.173)	0.021 (1.000)		-0.012 (1.000)
	Red Bull	4.38 ±0.21	-0.334 (0.210)	0.034(1.000)	0.012 (1.000)	
Tensión a los 14 Días	Saliva Artificial	4.20 ±0.31		-0.129 (0.834)	-0.139 (0.667)	-0.127 (0.872)
	Coca Cola	4.07 ±0.14	-0.129 (0.834)		-0.010 (1.000)	-0.002(1.000)
	Pilsen Callao	4.06 ±0.30	-0.139 (0.667)	-0.010 (1.000)		-0.012 (1.000)
	Red Bull	4.07 ±0.20	-0.127 (0.872)	-0.002(1.000)	-0.012 (1.000)	
Tensión a los 28 Días	Saliva Artificial	4.04 ±0.21		0.310 (0.008**)	0.149 (0.695)	0.255 (0.047*)
	Coca Cola	3.73 ±0.32	-0.310 (0.008**)		-0.161 (0.546)	-0.055 (1.000)
	Pilsen Callao	3.89 ±0.26	-0.149 (0.695)	0.161 (0.546)		0.106 (1.000)
	Red Bull	3.79 ±0.42	-0.255 (0.047*)	0.055 (1.000)	-0.106 (1.000)	

† Diferencia de medias marginales (Columna-Fila).

†† Prueba Post-Hoc de Bonferroni para la comparación de pares.

* Diferencia estadísticamente significativa al 95% de confianza.

** Diferencia estadísticamente significativa al 99% de confianza.

Tabla 4 Comparación de la tensión de las ligaduras elastoméricas Synergy® luego de ser expuesta a una determinada bebida en diferentes intervalos de tiempo.

BEBIDA EVALUADA	TIEMPOS DE EVALUACION									
	Inicial Media ±DE (%)	P-VALOR†	24 Horas Media ±DE (%)	P-VALOR†	7 Días Media ±DE (%)	P-VALOR†	14 Días Media ±DE (%)	P-VALOR†	28 Días Media ±DE (%)	P-VALOR†
Saliva Artificial	7.58 ±0.49 (100%)		5.61 ±0.49 (27.92%)		5.03 ±0.34 (35.41%)		4.44 ±0.14 (42.92%)		4.14 ±0.20 (46.82%)	
Coca Cola	7.58 ±0.49 (100%)	1.00	5.53 ±0.32 (29.01%)	0.006*	4.45 ±0.35 (42.87%)	0.000*	4.34 ±0.26 (44.30%)	0.012*	4.05 ±0.17 (48.03%)	0.572
Pilsen Callao	7.58 ±0.49 (100%)		5.30 ±0.19 (31.88%)		4.38 ±0.45 (43.75%)		4.33 ±0.20 (44.37%)		4.08 ±0.17 (47.56%)	
Red Bull	7.58 ±0.49 (100%)		5.24 ±0.17 (32.77%)		4.45 ±0.51 (42.89%)		4.17 ±0.27 (46.51%)		4.07 ±0.22 (47.7%)	

†Prueba estadística ANOVA Multifactorial

*Diferencia Estadísticamente significativa al 95% de confianza. (p<0.05)

%Expresa la diferencia de cada grupo respecto a la medición basal.

Tabla 5 Comparación de las diferencia de tensión de las ligaduras elastoméricas Synergy® expuestas a las bebidas de evaluación en cada intervalo de tiempo.

MOMENTO DE EVALUACIÓN	BEBIDA DE EVALUACIÓN	Media ±DE	Saliva Artificial	Coca Cola	Pilsen Callao	Red Bull
			D† (P-Valor††)	D† (P-Valor††)	D† (P-Valor††)	D† (P-Valor††)
Tensión a las 24 Horas	Saliva Artificial	5.61 ±0.49		0.085 (1.000)	0.308 (0.032*)	0.377 (0.004**)
	Coca Cola	5.53 ±0.32	-0.085 (1.000)		0.223 (0.252)	0.293 (0.049*)
	Pilsen Callao	5.30 ±0.19	-0.308 (0.032*)	-0.223 (0.252)		0.069 (1.000)
	Red Bull	5.24 ±0.17	-0.377 (0.004**)	-0.293 (0.049*)	-0.069 (1.000)	
Tensión a los 7 Días	Saliva Artificial	5.03 ±0.34		0.581 (0.002**)	0.650 (0.000**)	0.583 (0.002**)
	Coca Cola	4.45 ±0.35	-0.581 (0.002**)		0.069 (1.000)	0.001(1.000)
	Pilsen Callao	4.38 ±0.45	-0.650 (0.000**)	-0.069 (1.000)		-0.067 (1.000)
	Red Bull	4.45 ±0.51	-0.583 (0.002*)	-0.001(1.000)	0.067 (1.000)	
Tensión a los 14 Días	Saliva Artificial	4.44 ±0.14		0.107 (1.000)	0.113 (1.000)	0.279 (0.010*)
	Coca Cola	4.34 ±0.26	-0.107 (1.000)		0.005 (1.000)	0.172(0.293)
	Pilsen Callao	4.33 ±0.20	-0.113 (1.000)	-0.005 (1.000)		0.167 (0.337)
	Red Bull	4.17 ±0.27	-0.279 (0.010*)	-0.172(0.293)	-0.167 (0.337)	
Tensión a los 28 Días	Saliva Artificial	4.14 ±0.20		0.095 (1.000)	0.058 (1.000)	0.069 (1.000)
	Coca Cola	4.05 ±0.17	-0.095 (1.000)		-0.037 (1.000)	-0.026 (1.000)
	Pilsen Callao	4.08 ±0.17	-0.058 (1.000)	0.037 (1.000)		0.011 (1.000)
	Red Bull	4.07 ±0.22	-0.069 (1.000)	0.026 (1.000)	-0.011 (1.000)	

† Diferencia de medias marginales (Columna-Fila).

†† Prueba Post-Hoc de Bonferroni para la comparación de pares.

* Diferencia estadísticamente significativa al 95% de confianza.

** Diferencia estadísticamente significativa al 99% de confianza.

Tabla 6 Comparación de la diferencia de tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli® y Synergy® expuestas a las bebidas de evaluación en diferentes intervalos de tiempo.

BEBIDA EVALUADA	MARCA COMERCIAL	TIEMPOS DE EVALUACION									
		Inicial Media ±DE	P-VALOR†	24 Horas Media ±DE	P-VALOR†	7 Días Media ±DE	P-VALOR†	14 Días Media ±DE	P-VALOR†	28 Días Media ±DE	P-VALOR†
Saliva Artificial	Morelli Synergy	0.204 ±0.28	0.477	0.301 ±0.10	0.006**	0.318 ±0.15	0.044**	0.247 ±0.08	0.005**	0.098±0.009	0.301
Coca Cola	Morelli Synergy	0.204 ±0.28	0.477	0.233 ±0.10	0.034*	0.104 ±0.15	0.507	0.269 ±0.008	0.002**	0.313 ±0.009	0.001**
Pilsen Callao	Morelli Synergy	0.204 ±0.28	0.477	0.123 ±0.10	0.258	0.014 ±0.15	0.929	0.273 ±0.008	0.002**	0.189 ±0.009	0.047*
Red Bull	Morelli Synergy	0.204 ±0.28	0.477	0.128 ±0.10	0.242	0.069 ±0.15	0.660	0.095 ±0.008	0,275	0.285 ±0.094	0.003**

†La diferencia de tensión inicial fue igual para todo los grupos porque fue tomada antes de la inmersión a las bebidas de evaluación.

††Prueba estadística ANOVA Multifactorial con corrección de Bonferroni para comparación de pares.

*Diferencia Estadísticamente significativa al 99% de confianza. (p<0.01)

**Diferencia Estadísticamente significativa al 95% de confianza. (p<0.05)

VIII. DISCUSIÓN

En la literatura se menciona que existen diferentes protocolos para evaluar la tensión de los materiales elásticos y que hasta la actualidad es un tema de controversia. Algunos autores miden los cambios dimensionales de las ligaduras elastoméricas antes y después de exponerlo a un medio *in vitro* a través de un calibrador, otros lo hacen por medio de observación y descripción del material en microscopio estereoscópico; pero la manera más utilizada por los autores y que se empleó en este estudio fue la medición de los cambios de la tensión antes y después de exponerlo a un medio *in vitro* con la ayuda de un tensiómetro (para ello se usó la máquina de ensayo universal).^{2-5, 11,12}

El medio de conservación también es un tema a considerar; si es en seco o en húmedo y dentro del ambiente húmedo si es agua natural, destilada, desionizada o con etanol; saliva artificial o en medio de fluoruros con pH ácido o neutro; si la temperatura empleada es de ambiente (23°C) o corporal (37°C).^{2-4, 7, 8, 11-15, 20, 23, 34-36} En nuestro estudio realizamos las primeras mediciones en un medio seco a temperatura ambiente debido a que las ligaduras elastoméricas se mantienen normalmente en estas condiciones. El resto del trabajo se realizó en un medio con saliva artificial a 37 °C ya que Ash *et al.*,³⁷ demostraron que la degradación de la tensión de estos materiales es significativamente más alta en medio húmedo que en un medio seco, además un medio con saliva artificial se asemeja más a un medio oral, pese a que Dabid *et al.*⁴ y Andreasen y Bishara³⁸ no encontraron diferencias significativas entre saliva artificial y agua destilada.

Los tipos de ligaduras elastoméricas usados en este estudio fueron de la marca Morelli[®], debido a su popularidad en Latinoamérica por su bajo costo y Synergy[®] por ofrecer ligaduras con nuevas propiedades que haría más eficiente el tratamiento ortodóntico.^{12,}
³⁹⁻⁴² En otros estudios han hecho uso de diferentes marcas tales como: American

Orthodontics, TP Orthodontics, Forestadent, Dentaurem, Ortho Technology, Glenroe, ORMCO.^{2, 11-14, 20,36}

La velocidad de estiramiento que se realizó a las ligaduras elastoméricas fue a una tasa de 5.08 mm por minuto tal y como lo describió Kovach,³⁶ es decir de una manera lenta, ya que si se realiza de manera rápida podría suceder una alteración en el material lo cual produciría una toma de datos incorrectas; la distancia total que se estiró fue 5 mm, el cual corresponde al diámetro de un bracket de un incisivo central superior de slot 0.022; no se estiró más para evitar fatiga del material, el cual generaría una deformación plástica ocasionando también un resultado erróneo tal como lo manifiesta Young y Sandrik.⁸

En este estudio se observó que el mayor porcentaje de degradación de la tensión de las ligaduras elastoméricas ocurrió en las primeras 24 h, al igual que en los estudios realizados por Taloumis *et al.*,² Abrão *et al.*,¹¹ Voiles de Souza *et al.*,¹² Hershey y Reynolds.¹⁴ Sin embargo hay que tener en cuenta que Wong⁷ menciona que la mayor pérdida de la tensión de los materiales elásticos no se genera a las 24 horas si no antes, aproximadamente en las tres primeras horas.

A pesar que el patrón de degradación de la tensión son similares, las ligaduras elastoméricas Synergy[®] perdieron menor tensión que las ligaduras elastoméricas Morelli[®] (Gráfico3-6), así también la diferencia de tensiones entre las ligaduras elastoméricas Morelli[®] y Synergy[®] fue estadísticamente significativo en casi todo los tiempos de evaluación (Tabla 6), probablemente esta variación en las tensiones se deba a la forma de fabricación, ya que la incorporación de algunos aditamentos al producto final o el rigor del control de proceso de fabricación generaría discrepancias en el comportamiento de la tensión tal y como lo manifiesta otros autores.^{3, 8, 11}

Young y Sandrik⁸ así como Brantley *et al.*,¹³ recomiendan un pre estiramiento de los materiales elastoméricos con la finalidad de mantener constante o incrementar significativamente la cantidad de tensión a las 24 horas (un aumento entre 17 a 25%) y también para que después de las 24 horas la degradación de la tensión sea mucho menor; sin embargo, en nuestro estudio preferimos no manipular demasiado las muestras para evitar resultados incorrectos por daño en la estructura del material, además deseamos evaluar el comportamiento natural de las ligaduras elastoméricas.

Algunos autores^{41,43} demostraron que el material de relleno para dar color a las ligaduras elastoméricas afecta significativamente a la tensión, no obstante David *et al.*,⁴ encontraron que las ligaduras elastoméricas de colores de algunas empresas si afectaron al comportamiento de la tensión, mientras que las ligaduras elastoméricas de colores de otras empresas no afectaron la degradación de la tensión. Por otro lado, Loyola⁴⁴ demostró que no hay diferencia significativa en la tensión de cadenas grises y claras. En nuestro estudio elegimos ligaduras elastoméricas claras con la finalidad de evitar que el color pueda influenciar en los resultados.

En Latinoamérica, el consumo de bebidas carbonatadas como la Coca Cola[®] es masivo y alto,^{24, 34,35} lo cual puede estar directamente relacionado con el actual estilo de vida, poniendo en un riesgo la salud general y bucal de la población. En su composición están los saborizantes, acidificantes y agua cargada con dióxido de carbono, entre otros. Natrass⁴⁵ encontró mayor pérdida de tensión en cadenas elastoméricas expuestas a Coca Cola[®] que las expuestas al agua. En nuestro estudio las ligaduras elastoméricas expuestas a Coca Cola[®] presentaron mayor porcentaje de pérdida de tensión a las 24 horas en comparación a los otros tiempos de evaluación; también observamos a las 24 horas que la bebida Coca Cola[®] generó menos tensión que Pilsen Callao[®] y Red Bull[®];

sin embargo a los 28 días, Coca Cola® generó la mayor degradación de la tensión; lo cual es congruente a otros estudios (Gráficos 1 y 2).^{34,35}

La cerveza es la bebida alcohólica más popular en Perú,⁴⁶ que es en parte consecuencia del enorme crecimiento de las industrias cerveceras en los últimos años, lo cual hace que sea importante su estudio porque podría perjudicar la salud de las personas; en el área odontológica no es la excepción que este producto podría dañar la cavidad oral de manera permanente, tal como lo demuestra Olusile⁴⁷ en su estudio del potencial erosivo de 7 marcas de cervezas, encontrado que todas estas bebidas tienen un pH por debajo del valor mínimo para la disolución del esmalte (el esmalte empieza a diluirse con un pH por debajo de 5.0 a 5.7), concluyendo que las cervezas poseen un potencial para causar erosión dental. En éste estudio se observó que las ligaduras elastoméricas Morelli® y Synergy® al exponerse a cerveza Pilsen Callao® presentaron inicialmente mayor porcentaje de degradación de la tensión que Coca Cola® pero menor porcentaje de degradación de la tensión que Red Bull®, sin embargo al final del estudio Pilsen Callao® degradó menos la tensión que Coca Cola® y Red Bull® (Gráficos 1 y 2, Tabla 2-5) y esto probablemente fue porque su acidez es menor que las otras bebidas (pH = 4.4).

Muchas de las bebidas energizantes son ácidas con un pH promedio de 3 que generan daño a los dientes^{26,48} así como también deterioro de los materiales odontológicos tal como lo demuestra Al-Samadani²⁷ al notar la degradación de la superficie de la resina al exponerlos a bebidas energizantes; el de Cavalcanti *et al.*,²⁸ cuando evaluó el alto potencial erosivo de las bebidas energizantes o el de Al-Dharrab²⁹ al evaluar el efecto de las bebidas energizantes en la estabilidad del color de las resinas; por lo cual también creemos necesario valorar esta bebida en los materiales elásticos como ligaduras elastoméricas. En nuestro estudio observamos a las 24 horas que las ligaduras

elastoméricas expuestas a Red Bull® tuvieron la mayor pérdida de tensión en comparación a Pilsen Callao® y Coca Cola®, lo cual probablemente fue por el agua de la saliva artificial que funciona como un conductor para la penetración de los ácidos de la bebida energizante dentro de la ligaduras elastoméricas (Gráficos 1 y 2).²⁷

Las ligaduras elastoméricas en general a las 24 horas registraron menor tensión en el grupo Red Bull® seguido por Pilsen Callao® y finalmente por las ligaduras expuestas a Coca Cola®, esto probablemente se debió a que Red Bull® tiene dentro de sus ingredientes al ácido cítrico como acidulante; el cual tiene una fuerza de acidez no tan intensa como el ácido fosfórico de la Coca Cola® para bajar el pH , por lo que se debe usar una mayor concentración de este ingrediente en la bebida, el cual puede afectar más rápidamente a la ligadura elastoméricas (Gráficos 1-6 y Tabla 2y4).^{35,49}

A los 7 y 14 días las ligaduras elastoméricas Morelli® expuestas a Coca Cola®, Pilsen Callao® y Red Bull® registraron valores similares de pérdida de tensión lo cual probablemente fue causado por ausencia del recubrimiento de silicona, lo cual permite mayor absorción de humedad haciendo que se genere una hidrólisis, es decir, las moléculas de las cadenas de polímero se degradaron rápidamente (Gráficos 1-6 y Tabla 2).^{2, 8,12}

A los 7 días en las ligaduras elastoméricas Synergy® la menor de tensión se dio en el grupo expuesto a la bebida Pilsen Callao®, seguido por las ligaduras expuestas a Red Bull® y Coca Cola® con valores similares. La bebida Pilsen Callao® contiene entre sus ingredientes agua (el 90 a 95% de la cerveza es agua), el cual hace suponer que en esta etapa del estudio, fue este ingrediente el causante de generar la menor tensión de estas ligaduras elastoméricas; tal como reporta la literatura, las ligaduras elastoméricas pierden tensión al absorber agua.^{2-4,50,51} También se puede deducir que la silicona que cubre a estas ligaduras elastoméricas no generan un recubrimiento totalmente

hermético, ya que si hubiera sido así, la pérdida de la tensión no se hubiera generado. Otra hipótesis podría ser que la absorción de agua genere estiramiento o aberturas entre las cadenas poliméricas de las ligaduras elastoméricas, permitiendo el ingreso con mayor facilidad de otros ingredientes como la malta que es el que da el pH ácido a la bebida (Gráficos 1-6 y Tabla 4).^{7, 8, 12 - 14, 50,51}

A los 14 días la menor tensión se volvió a registrar en las ligaduras expuestas a Red Bull®, seguido Pilsen Callao® y Coca Cola® ya que probablemente la concentración de la acidez en el tiempo influye más en la degradación de la tensión, es decir el pH influye más que la absorción de la humedad por agua (Gráficos 1-6 y Tabla 4).^{3, 15,35}

El estudio finalizó a los 28 días en donde se registró que la menor tensión, tanto en las ligaduras elastoméricas Morelli® y Synergy®, fue en las expuestas a Coca Cola® seguido de Red Bull® y al final Pilsen Callao®, esto probablemente fue porque Coca Cola® tiene dentro de sus ingredientes el acidulante más fuerte de todos que es el ácido fosfórico, que si bien es cierto por tener una fuerza de acidez muy elevada la concentración en la bebida tiene que ser menor, esta baja concentración no permite degradar rápidamente la ligadura elastoméricas, sin embargo como en nuestro estudio las ligaduras elastoméricas han sido expuestas varias veces a esta bebida, es lógico pensar que esta fuerza de acidez al final genera la mayor degradación de la ligaduras y por tanto se iba a registrar la menor tensión en este grupo (Tabla 2 y 4).^{35,49}

En nuestro estudio hemos notado que la pérdida de la tensión efectivamente se genera gradualmente con el pasar del tiempo, de tal manera que podemos atribuir este efecto físico a algunos ingredientes que tienen las bebidas de evaluación como el agua y los acidulantes en el caso de las bebidas no alcohólicas o la malta en el caso de la bebida alcohólica, el cual está básicamente relacionado con el pH. Sin embargo está pérdida de

la tensión no fue estadísticamente significativo entre las bebidas de evaluación (Tabla 1, $p>0.05$) coincidiendo con los trabajos de Teixeira³⁵, Ferriter⁵² y Stevenson y Kusy⁵³, pero contraponiéndose a los resultados de Natrass⁴⁵; Sin embargo Natrass almacenó en Coca Cola® durante 7 días consecutivos las cadenas elastoméricas, el cual no es representativo de las condiciones orales normales. Por otro lado, no se ha reportado aun en la literatura que los otros ingredientes de las bebidas de evaluación tengan alguna influencia en el comportamiento de la tensión, lo cual conlleva la necesidad de realizar estudios futuros para comprobarlo.

Durante toda las etapas del estudio, las ligaduras elastoméricas expuestas a saliva artificial registraron valores más altos que las ligaduras expuestas a Coca Cola®, Pilsen Callao® y Red Bull®, es decir, su pérdida de tensión siempre fue menor que la pérdida de tensión de las bebidas de evaluación antes mencionadas. Estos se deben a que la saliva artificial no presenta, aparentemente, ningún ingrediente adicional que pueda influir negativamente en la tensión de las ligaduras elastoméricas a excepción del agua (Gráficos 1-6 y Tabla 2 y 4).^{2, 4, 11, 12, 20, 35, 36,39-41,45}

Las bebidas que sirvieron para la elaboración de este trabajo presentan ingredientes totalmente diferentes, por lo que es difícil su comparación; y más difícil aún, el definir con exactitud que ingrediente de estas bebidas influye directamente sobre la degradación de la tensión de las ligaduras elastoméricas; el único componente homogéneo de todas las bebidas fue el pH, en el cual se observó que la bebida con pH más ácido generó mayor degradación de la tensión; el cual resulta contradictorio a los resultados de otros autores⁵⁵⁻⁵⁸; sin embargo cabe recalcar que en nuestro trabajo se utilizó gaseosa, bebida energizante y cerveza y en los otros trabajos solo se utilizó saliva artificial con diferentes pH.

IX. CONCLUSIONES

1. Todas las bebidas generaron en el tiempo disminución de la tensión de las ligaduras elastoméricas Morelli[®] y Synergy[®].
2. La bebida que generó menor tensión en las ligaduras elastoméricas Morelli[®] a las 24 horas fue Red Bull[®], a los 7 días Coca Cola[®], a los 14 días Pilsen Callao[®] y a las 28 días Coca Cola[®].
3. La bebida que generó menor tensión en las ligaduras elastoméricas Synergy[®] a las 24 horas fue Red Bull[®], a los 7 días Pilsen Callao[®], a los 14 días Red Bull[®] y a las 28 días Coca Cola[®].
4. En el estudio se encontró diferencia de tensión entre las ligaduras elastoméricas a lo largo del tiempo en toda las bebidas de evaluación, siendo Synergy[®] la ligadura elastoméricas que perdió menos tensión

X. RECOMENDACIONES

1. Se recomienda hacer estudios *in vivo* ya que en la práctica clínica real las ligaduras elastoméricas son expuestas a numerosas factores intraorales que no son fáciles de representar en un estudio *in vitro*, por lo que no se podría tomar decisiones clínicas exactas basándonos solo en este tipo de estudios.
2. En la literatura aún no se ha reportado cuanto influyen los otros ingredientes de las bebidas de evaluación sobre el comportamiento de la tensión de las ligaduras elastoméricas, lo cual se recomienda realizar más estudios tomando como variable independiente estos componentes de las bebidas para aclarar este punto.

XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Askeland DR. Ciencia e Ingeniería de los Materiales. 3^{ra} Edición. Mexico Internacional Thomson Editores. 1998.
2. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 111(1):1-11.
3. Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts DC. *In vitro* degradation of polyurethane orthodontic elastomeric modules. *J Oral Rehabil.* 2005; 32(1):72-7.
4. David L., Baty DL, Volz JE, von Fraunhofer JA. Force delivery properties of colored elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994; 106(1):40-6.
5. Wang T, Zhou G, Tan X, Dong Y. Evaluation of force degradation characteristics of orthodontic latex elastics *in vitro* and *in vivo*. *Angle Orthod.* 2007; 77(4):688-93.
6. Kanchana P, Godfrey K. Calibration of force extension and force degradation characteristics of orthodontic latex elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000; 118(3):280-7.
7. Wong AK. Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod.* 1976; 46(2):196-205.
8. Young J, Sandrik JL. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthod.* 1979; 49(2):104-9.
9. Newman GV. Biophysical properties of orthodontic rubber elastics. *J.N.J. State Dent. Soc.* 1963; 35: 95-103.
10. Billmeyer FW. Textbook of Polymer Science, Second Edition. New York, Jhon Wiley and Sons, Inc., 1962.
11. Abrão L, Ortolani CLF, Martins AM, Santana LC. Avaliação *in vitro* da intensidade da força liberada por ligaduras elásticas com e sem revestimento de polímero. *Rev Inst Ciênc Saúde.* 2006; 24(1):31-5.
12. Voiles de Souza E, Mendes AM, Oltveira Almeida MA, Cardoso Abdo Quintao C. Percentual de degradação das forças liberadas por ligaduras elásticas. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2008; 13(2): 138-45.
13. Brantley WA, Salander S, Myers CL, Winders RV. Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. *Angle Orthod.* 1979; 49(1):37-43.
14. Hershey GH and Reynolds WG. The plastic module as an orthodontic tooth moving mechanism. *Am J Orthod* 1975; 67(1): 554-62.
15. Storie D, Friedrich R, Fraunhofer J. Characteristics of Fluoride releasing elastomeric chain. *Angle Orthod* 1994; 64(3):199-210.
16. Brooks DG, Hershey HG. Effect of heat and time on stretched plastic orthodontic modules. *J Dent Res.* 1976; 55B:363.
17. Magno AF, Enoki C, Ito IY, Matsumoto MA, Faria G, Nelson-Filho P. In-vivo evaluation of the contamination of Super Slick elastomeric rings by *Streptococcus mutans* in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133(4 Suppl):S104-9.
18. Graber TM, Vanarsdall RL, Vig CWL. Ortodoncia Principios Actuales y Técnicas Ortodónticas". Cap. 9: Biomateriales en Ortodoncia. 4^a ed. USA Philadelphia: Elsevier Editores; 2005.
19. Chawla HS, Suri S, Utreja A. Engagement of elastomeric modules for efficient force delivery. *J Clin Orthod.* 2006; 40(11):652-4.

20. Ballete F, Silva W. Estudio da degradação da força gerada por elásticos ortodônticos sintéticos; R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2006; 11(6): 52-61.
21. Hain M, Dhopatkar A, and Rock P. A comparison of different ligation methods on friction; Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006; 130(1):666-70.
22. Rodríguez Esequiel; Casasa Rogelio. Ortodoncia Contemporánea Diagnóstico y Tratamiento. 2008; Cap. 6: Elásticos; Ed. Amolca; 2da edición.
23. Giokaa C, Zinelis S, Eliades T, Eliades G. Orthodontic Latex Elastics: A Force Relaxation Study; Angle Orthod. 2006; 76:475-479.
24. Liñan C, Meneses A, Delgado L. Evaluación *in vitro* del efecto erosivo de tres bebidas carbonatadas sobre la superficie del esmalte dental. Rev. Estomatol. Hered. 2007; 17 (2): 58-62.
25. Zavaleta A, Tapia L, Chávez V, CEDRO. Encuesta flash: opinión sobre las drogas en estudiantes universitarios. CEDRO. Lima 26 Junio 2014.
26. Felix KR, Bressan MC, Kanis LA, de Oliveira MT. Assessment of acid neutralizing capacity in cola-based drinks and energy beverages by artificial saliva. J Contemp Dent Pract. 2013; 14(4):578-81.
27. Al-Samadani KH. Effect of energy drinks on the surface texture of nanofilled composite resin. J Contemp Dent Pract. 2013; 14(5):830-5.
28. Cavalcanti AL, Costa Oliveira M, Florentino VG, dos Santos JA, Vieira FF, Cavalcanti CL. Short communication: *In vitro* assessment of erosive potential of energy drinks. Eur Arch Paediatr Dent. 2010; 11(5):253-5.
29. Al-Dharrab A. Effect of energy drinks on the color stability of nanofilled composite resin. J Contemp Dent Pract. 2013; 14(4):704-11.
30. Sgan-Cohen HD, Newbrun E, Huber R, Tenebaum G, Sela MN. The effect of previous diet on plaque pH response to different foods. J Dent Res. 1988; 67(11):1434-7.
31. Hede B. Determinants of oral health in a group of Danish alcoholics. Eur J Oral Sci. 1996; 104:403-8.
32. Meurman JH, Vesterinen M. Wine, alcohol, and oral health, with special emphasis on dental erosion. Quintessence Int. 2000; 31:729-33.
33. Riedel F, Goessler U, Hormann K. Alcohol-related diseases of the mouth and throat. Best Pract Res Clin Gastroenterol. 2003; 17:543-55.
34. Kumar K, Shetty S, Krithika MJ, Cyriac B. Effect of commonly used beverage, soft drink, and mouthwash on force delivered by elastomeric chain: a comparative *in vitro* study. J Int Oral Health. 2014 Jun;6(3):7-10.
35. Teixeira L, Pereira Bdo R, Bortoly TG, Brancher JA, Tanaka OM, Guariza-Filho O. The environmental influence of Light Coke, phosphoric acid, and citric acid on elastomeric chains. J Contemp Dent Pract. 2008 Nov 1;9(7):17-24.
36. Kovatch JS, Lautenschlager EP, Apfel DA, Keller JC. Load extension time behavior of orthodontic elastiks. J Dent Res 1976; 55:783-6.
37. Ash JL, Nikolai RJ. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules *in vitro* and *in vivo*. J Dent Res 1978; 57:685-90.
38. Andreasen GF, Bishara SE. Comparison of time related forces between plastic elastiks and latex elastics. Angle Orthod 1970; 40:319-28.
39. Andrade MD, Cedillo FP, Bravo ME. Estudio *in vitro* de la durabilidad, deformación elástica y plástica de tres tipos de Módulos Elastoméricos. Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatría 2014.

40. Weissheimer A Locks A , de Menezes LM, Borgatto AF, Derech CD. *In vitro* evaluation of force degradation of elastomeric chains used in orthodontics. *Dental Press J Orthod*. 2013 Jan-Feb; 18(1):55-62.
41. Martins MM.; Mendes, AM.; Almeida M AO.; Goldner MTA.; Ramos VF.; Guimarães SS.. Estudo comparativo entre as diferentes cores de ligaduras elásticas. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. Maringá, v. 11, n. 4, p. 81-90, jul./ago. 2006.
42. Strützel TH., Cecanho R. Avaliação *in vitro* do comportamento das cadeias elastoméricas conforme temperatura e tempo de armazenamento. *Rev Clín Ortod Dental Press*. 2012 abr-maio; 11(2):42-9.
43. Williams JW, von Fraunhofer JA. Degradation of the elastic properties of elastomeric chains. [Thesis.] Louisville, Kentucky: University of Louisville, 1989.
44. Loyola J. Load Relaxation of Orthodontic Alastik Modules, unpublished Master's Thesis, Loyola University of Chicago, 1976.
45. Natrass C, Ireland AJ, Sherriff M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. *Eur J Orthod*. 1998 Apr; 20(2):169-76.
46. Cárdenas C1, Montenegro C, Pérez B, Velásquez G, De la Cruz S, Huayta K, Cabrera A, Peralta J. Evaluación *in vitro* de la acidez de cervezas más consumidas en el Perú y su efecto sobre el esmalte dental. *Rev Estomatol Herediana*. 2012; 22(1).
47. Olusile A.O, Bamise C.T, Mejabi M.A. Evaluation of the Dental Erosive Potential of Popular Wines and Beers in Nigeria. *Journal of Oral Health Research*, Volume 6, Issue 1, January, 2015.
48. Pinto SC, Bandeca MC, Silva CN, Cavassim R, Borges AH, Sampaio JE. Erosive potential of energy drinks on the dentine surface. *BMC Res Notes*. 2013 Feb 19; 6:67.
49. Sortwell DR. La Selección de los Acidulantes. Bartek Ingredients Inc. 2004 Nov. 1-16.
50. Arce L. Introducción a la elaboración de Cerveza Casera. 2016 Mayo.
51. Suarez M. Cerveza: Componentes y Propiedades [tesis de Maestría] Oviedo: Universidad de Oviedo. 2013.
52. Ferriter JP, Meyers CE, Lorton L. The effect of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98:404-10.
53. Stevenson JS, Kusy RP. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *Angle Orthod* 1994; 64:455-67.
54. Von Fraunhofer JA, Coffelt MT, Orbell GM. The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. *Angle Orthod*. 1992 Winter; 62(4):265-74.
55. Lacerda dos Santos R, Melo Pithon M, Villela Romanos MT. The Effect of Different pH Levels on Conventional vs. Super-force Chain Elastics. *Materials Research*. 2013; 16(1): 246-251.
56. Shailaja AM, Dr. Santosh R, Dr. Vedhavathi HK, Dr. Keerthi NV, Shashank PK. Assessment of the force decay and the influence of pH levels on three different brands of latex and non-latex orthodontic elastics: An *in vitro* study. *International Journal of Applied Dental Sciences* 2016; 2(2): 28-34.
57. Sauguet PS, Stewart KT, Katona TR. The effect of pH levels on nonlatex vs latex interarch elastics. *Angle Orthodontist*, Vol 81, No 6, 2011.

58. Lacerda Dos Santos R, Pithon MM, Romanos MT. The influence of pH levels on mechanical and biological properties of nonlatex and latex elastics. *Angle Orthod.* 2012 Jul; 82(4):709-14. doi: 10.2319/082811-552.1. Epub 2011 Dec 9.

ANEXO 03



Figura 1: Barras de acero inoxidable que se usaran en el estudio.

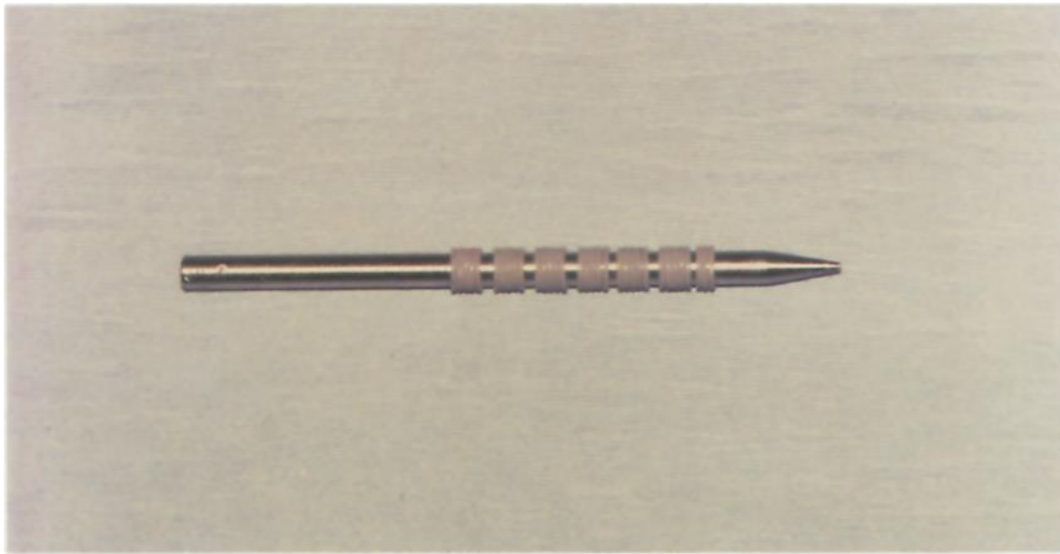


Figura 2: Barras de acero inoxidable desgastada con ligaduras elastoméricas.

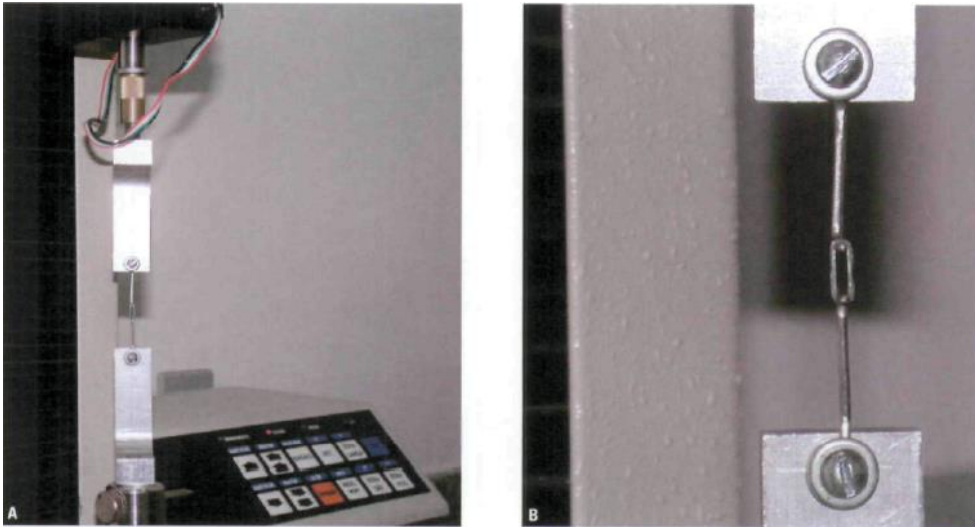


Figura 3: Máquina de evaluación universal.

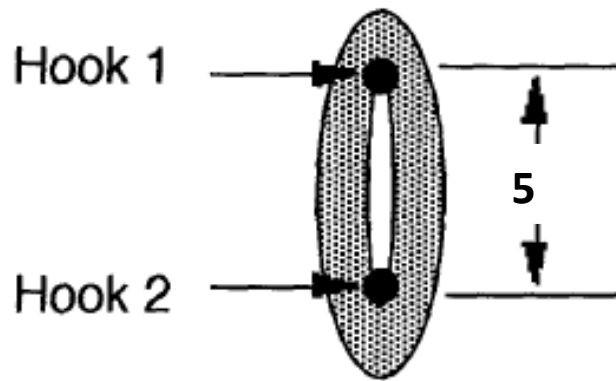


Figura 4: Gráfica que representa la ligadura elastomérica 5 mm.



ANEXO 06

CRONOGRAMA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

DIA	CRONOGRAMA	PROCEDIMIENTO	TIEMPO	CHECK
1	7:00am	Medición de la Tensión a tiempo cero (T0).		●
	8:00am - 11:00 am	Inmersión de Saliva artificial de experimento	3horas	●
	11:00am-11:15 am	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
	11:15am-11:25am	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	11:25am - 8:00pm	Inmersión de Saliva artificial de experimento	9horas.	●
	8:00pm - 8:15pm	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
	8:15pm - 8:25pm	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
2	8:25pm - 11:00am	Inmersión de Saliva artificial de experimento	15horas	●
	8:00am	Medición de la Tensión a 24 horas (T1).		●
	11:00am-11:15 am	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
	11:15am-11:25am	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	11:25am - 8:00pm	Inmersión de Saliva artificial de experimento	9horas.	●
	8:00pm - 8:15pm	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
3	8:15pm - 8:25pm	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	8:25pm - 11:00am	Inmersión de Saliva artificial de experimento	15horas	●
	11:00am-11:15 am	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
	11:15am-11:25am	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	11:25am - 8:00pm	Inmersión de Saliva artificial de experimento	9horas.	●
	8:00pm - 8:15pm	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
4	8:15pm - 8:25pm	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	8:25pm - 11:00am	Inmersión de Saliva artificial de experimento	15horas	●
	11:00am-11:15 am	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
	11:15am-11:25am	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	11:25am - 8:00pm	Inmersión de Saliva artificial de experimento	9horas.	●
	8:00pm - 8:15pm	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
5	8:15pm - 8:25pm	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	8:25pm - 11:00am	Inmersión de Saliva artificial de experimento	15horas	●
	11:00am-11:15 am	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
	11:15am-11:25am	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	11:25am - 8:00pm	Inmersión de Saliva artificial de experimento	9horas.	●
	8:00pm - 8:15pm	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
6	8:15pm - 8:25pm	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	8:25pm - 11:00am	Inmersión de Saliva artificial de experimento	15horas	●
	11:00am-11:15 am	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
	11:15am-11:25am	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	11:25am - 8:00pm	Inmersión de Saliva artificial de experimento	9horas.	●
	8:00pm - 8:15pm	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
7	8:15pm - 8:25pm	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	8:25pm - 11:00am	Inmersión de Saliva artificial de experimento	15horas	●
	11:00am-11:15 am	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
	11:15am-11:25am	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	11:25am - 8:00pm	Inmersión de Saliva artificial de experimento	9horas.	●
	8:00pm - 8:15pm	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
8	8:15pm - 8:25pm	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	8:25pm - 11:00am	Inmersión de Saliva artificial de experimento	15horas	●
	11:00am-11:15 am	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
	11:15am-11:25am	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	11:25am - 8:00pm	Inmersión de Saliva artificial de experimento	9horas.	●
	8:00pm - 8:15pm	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
9	8:15pm - 8:25pm	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	8:25pm - 11:00am	Inmersión de Saliva artificial de experimento	15horas	●
	11:00am-11:15 am	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
	11:15am-11:25am	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	11:25am - 8:00pm	Inmersión de Saliva artificial de experimento	9horas.	●
	8:00pm - 8:15pm	Inmersión a la bebida de prueba	15min.	●
	8:15pm - 8:25pm	Inmersión de Saliva artificial de enjuague	10seg.	●
	8:25pm - 11:00am	Inmersión de Saliva artificial de experimento	15horas	●

