



Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Medicina

**“EVALUACIÓN DE LA FUERZA ELÁSTICA DE LAS CADENAS
ELASTOMÉRICAS CERRADAS DE LAS MARCAS: AH KIM PECH® Y
BORGATTA®, AL HABERSE SOMETIDO A TENSION DESPUÉS DE
15 Y 30 DÍAS EN UN MEDIO ÁCIDO”**

Tesis

Que como parte de los requisitos
para obtener el Diploma de la

ESPECIALIDAD EN ORTODONCIA

Presenta:

L. O. Cristina Estefanía Zaragoza López

Dirigido por:

C. D. E. O. Verónica Reyes Reséndiz

Querétaro, Qro. a Mayo 2025

La presente obra está bajo la licencia:
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.es>



CC BY-NC-ND 4.0 DEED

Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0 Internacional

Usted es libre de:

Compartir — copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato

La licenciante no puede revocar estas libertades en tanto usted siga los términos de la licencia

Bajo los siguientes términos:



Atribución — Usted debe dar [crédito de manera adecuada](#), brindar un enlace a la licencia, e [indicar si se han realizado cambios](#). Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que usted o su uso tienen el apoyo de la licenciante.



NoComercial — Usted no puede hacer uso del material con [propósitos comerciales](#).



SinDerivadas — Si [remezcla, transforma o crea a partir](#) del material, no podrá distribuir el material modificado.

No hay restricciones adicionales — No puede aplicar términos legales ni [medidas tecnológicas](#) que restrinjan legalmente a otras a hacer cualquier uso permitido por la licencia.

Avisos:

No tiene que cumplir con la licencia para elementos del material en el dominio público o cuando su uso esté permitido por una [excepción o limitación](#) aplicable.

No se dan garantías. La licencia podría no darle todos los permisos que necesita para el uso que tenga previsto. Por ejemplo, otros derechos como [publicidad, privacidad, o derechos morales](#) pueden limitar la forma en que utilice el material.



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Ortodoncia

“Evaluación de la fuerza elástica de las cadenas elastoméricas cerradas de las marcas: Ah Kim Pech® y Borgatta®, al haberse sometido a tensión después de 15 y 30 días en un medio ácido.”

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la

Especialidad en Ortodoncia

Presenta:

L. O. Cristina Estefanía Zaragoza López

Dirigido por:

C. D. E. O. Verónica Reyes Reséndiz

C. D. E. O. Verónica Reyes Reséndiz
Presidente

M. E. E. O. Luis Alberto Anguiano Martínez
Secretario

C. D. E. O. Elisa Rebeca Ascencio Rentería
Vocal

C. D. E. O. Claudia Álvarez García
Sinodal

C. D. E. O. Ma. De Lourdes Arvizu Valencia
Sinodal

Centro Universitario,
Querétaro, Qro. Mayo 2025
México

Resumen

Introducción: La fuerza elástica de las cadenas elastoméricas se deteriora de manera progresiva y gradual al verse sometida a una fuerza tensional de manera ligera y continua, debido a la fractura y modificación de su estructura molecular por la participación de los factores del ambiente intraoral y la dieta con el paso del tiempo.

Objetivo: Establecer cuál cadena elastomérica cerrada de la marca Ah Kim Pech® o la de la marca Borgatta® presenta una menor fuerza elástica después de 15 y 30 días de haberse sometido a tensión en un medio ácido.

Material y métodos: Se realizó un estudio experimental *in vitro* en cadenas elastoméricas cerradas de cinco eslabones cortos de poliuretano, de tres marcas comerciales: Ah Kim Pech®, Borgatta® y American Orthodontics® siendo éste el grupo control, todas bajo las mismas condiciones experimentales tensadas al doble de su longitud original y sumergidas en saliva artificial y 15 minutos al día en el medio ácido Sprite®. La muestra estuvo conformada por 15 especímenes de cadena con 5 eslabones de cada marca, obteniendo así 90 muestras en total medidas y distribuidas en dos periodos de tiempo. Los periodos en los que se midió la fuerza elástica fueron: a los 15 y 30 días posteriores a la sumersión, utilizando la maquina universal de pruebas evaluando y recolectando la fuerza en Newtons. Se utilizaron las pruebas de análisis estadísticos t student y ANOVA.

Resultados: Existe diferencia estadísticamente significativa ($P < 0.05$) entre las tres marcas tanto en el periodo de tiempo de 15 días y 30 días. A los 15 días, American Orthodontics® presentó valores significativamente menores frente a Ah Kim Pech® y Borgatta®, mientras que a los 30 días todas las comparaciones entre marcas resultaron altamente significativas, confirmando comportamientos distintos en la conservación de la fuerza elástica.

Conclusiones: Los hallazgos evidencian que la estabilidad mecánica de las cadenas elastoméricas depende de la marca utilizada, siendo Ah Kim Pech® la que mostró mayor capacidad de mantener la fuerza en el tiempo, Borgatta® en un nivel intermedio y American Orthodontics® la de menor desempeño. Se sugiere que la cadena elastomérica Ah Kim Pech® podría ofrecer un mejor desempeño clínico en términos de conservación de fuerza elástica en ambientes ácidos.

Palabras clave: Ortodoncia, cadenas elastoméricas, fuerza elástica, eslabones, tensión, ácido.

Summary

Introduction: The elastic force of elastomeric chains progressively and gradually deteriorates when subjected to light and continuous tensile stress. This is due to the breakdown and alteration of their molecular structure over time, influenced by intraoral environmental factors and dietary habits.

Objective: To determine which closed elastomeric chain, either from the brand Ah Kim Pech® or Borgatta®, exhibits less elastic force after 15 and 30 days under tension in an acidic environment.

Materials and Methods: An in vitro experimental study was conducted using closed elastomeric chains made of polyurethane, each consisting of five short links, from three commercial brands: Ah Kim Pech®, Borgatta®, and American Orthodontics® (used as the control group). All samples were subjected to the same experimental conditions: stretched to twice their original length and submerged in artificial saliva, with an additional daily 15-minute immersion in the acidic solution Sprite®. The sample consisted of 15 chain specimens per brand, each with five links, totaling 90 specimens, distributed and measured across two time periods. Elastic force was measured at 15 and 30 days post-immersion using a universal testing machine, with results recorded in Newtons. Statistical analysis was conducted using the t-Student's test and ANOVA.

Results: Statistically significant differences ($P < 0.05$) were found among the three brands during the exposure period in acidic medium, both at 15 and 30 days. At 15 days, American Orthodontics® showed significantly lower values compared to Ah Kim Pech® and Borgatta®, while at 30 days all brand comparisons were highly significant, confirming distinct behaviors in the preservation of elastic force.

Conclusions: The results indicate that the mechanical stability of elastomeric chains is brand-dependent. Ah Kim Pech® exhibited the highest capacity to preserve force over time, Borgatta® showed intermediate performance, and American Orthodontics® presented the lowest mechanical stability. It is suggested that the Ah Kim Pech® elastomeric chain may offer better clinical performance in terms of elastic force retention in acidic environments.

Keywords: Orthodontics, elastomeric chains, elastic force, links, tension, acid.

Dedicatorias

A ti, mamá, que eres el pilar más fuerte de mi vida. Por ser el mayor ejemplo de fortaleza, de perseverancia y de amor infinito, por cada sacrificio que hiciste con el corazón por mis hermanos y por mí, además de enseñarnos que todo se logra si se tiene voluntad. Gracias por tu fe en mí, por acompañarme, por tu valentía y demostrarme que con esfuerzo se puede llegar tan lejos como uno sueña.

A mis hermanos, mis más grandes cómplices y mi orgullo eterno. Por ser ese ejemplo vivo de resiliencia, de lucha y de que los sueños sí se cumplen cuando se trabaja con el corazón. Ustedes me han enseñado tanto solo con su forma tan libre de ser y con su amor incondicional. Soy y siempre seré su fan número uno.

A mis tías y tíos, por su cariño, por su apoyo constante y por formar parte de esa red inquebrantable. Gracias por su amor incondicional y por ser siempre mis mejores amigos. Su presencia ha sido un regalo invaluable en mi camino.

A mi novio, mi compañero de alegrías y batallas, gracias por tu amor, tu paciencia, tu apoyo imparable, por caminar a mi lado en este proceso sin soltar mi mano. Gracias por motivarme a dar siempre lo mejor y recordarme que soy muy capaz.

A Dios y a la Virgen, por ser mi refugio, por darme esperanza y por mostrarme que, con fe, todo es posible.

Agradecimientos

Este trabajo de investigación representa mucho más que el cierre de una etapa académica; es el reflejo del acompañamiento, el esfuerzo compartido y el cariño de muchas personas que hicieron posible este camino.

Mi más profundo agradecimiento para mi mamá y mis hermanos, quienes han sido mi motor en cada paso de este camino. Gracias por su amor incondicional, por su fortaleza, y por impulsarme siempre a seguir adelante. Todo lo que he logrado es gracias a ustedes y al ejemplo de lucha, amor y perseverancia que me han dado. Este logro también es suyo.

A mi directora de tesis, la C.D.E.O. Verónica Reyes Reséndiz, y al D. en C.E.E. Rubén Abraham Domínguez Pérez, gracias por su tiempo, por su guía constante y por confiar en mí para llevar a cabo este proyecto. Su acompañamiento fue clave para lograrlo.

A mi querida Universidad Autónoma de Querétaro, especialmente a la Facultad de Medicina, gracias por ser mi casa desde el 2014, por permitirme crecer como profesional y ahora como especialista en la verdad y el honor. Me llevo una formación que valoro profundamente y que siempre llevaré con orgullo.

Al CONAHCYT, gracias por su apoyo invaluable durante esta etapa. Su respaldo fue fundamental para poder concentrarme y dar lo mejor de mí.

A mis compañeros del posgrado, gracias por cada aprendizaje compartido, por su amistad y por hacer de este camino algo mucho más enriquecedor.

Y a mis docentes, gracias por confiar en mí, por guiarme con sabiduría, por formar no solo a una profesional, sino también a una persona segura, comprometida y apasionada por su vocación. Sus enseñanzas han dejado una huella profunda que llevaré siempre en mi camino como ortodoncista.

A todos ustedes, gracias por ser parte de esta historia. Esta tesis es el reflejo de la fe, la constancia y el apoyo de quienes nunca dejaron que desistiera.

Índice

Contenido	Página
Portada Externa	i
Portada Interna	ii
Resumen	iii
Summary	iv
Dedicatorias	v
Agradecimientos	vi
Índice	vii
Índice de cuadros	viii
Abreviaturas y siglas	ix -x
I. Introducción	11
II. Antecedentes/estado del arte	14
II.1	14
III. Fundamentación teórica	18
III.1	18
IV. Hipótesis o supuestos	30
V. Objetivos	31
V.1 General	31
V.2 Específicos	31
VI. Material y métodos	32
VI.1 Tipo de investigación	32
VI.2 Población o unidad de análisis	32
VI.3 Muestra y tipo de muestra	32
VI.3.1 Criterios de selección, exclusión y eliminación	33
VI.3.2 Variables estudiadas	34
VI.4 Técnicas e instrumentos	38
VI.5 Procedimientos	38
VI.5.1 Análisis estadístico	43
VI.5.2 Consideraciones éticas	44
VII. Resultados	45

VIII. Discusión	50
IX. Conclusiones	54
X. Propuestas	57
XI. Bibliografía	58
XII. Anexos	65
XII. 1 Hoja de recolección de datos	65

Índice de cuadros

Cuadro		Página
1	Comparación de los valores de fuerza elástica (N) de los distintos grupos de cadenas elastoméricas posterior a su tensión en los dos tiempos de sumersión.	45
1.1	Comparación de la evaluación de la fuerza elástica <i>post hoc</i> de los distintos grupos de cadenas en el primer periodo de tiempo de medición T1.	48
1.2	Comparación de la de la evaluación de la fuerza elástica <i>post hoc</i> de los distintos grupos de cadenas en el segundo periodo de tiempo de medición T2.	49

Abreviaturas y siglas

- pH: potencial de hidrogeno
- %: porcentaje
- g: gramo
- $\pm$: más o menos
- mm: milímetros
- R-OH: cadena orgánica unida a un grupo hidroxilo
- si: sistema internacional
- Pa: pascal
- MPa: megapascal
- cm²: centímetro cuadrado
- ®: marca registrada
- NH: enlace de hidrógeno
- O: oxígeno
- C=O: grupo carbonilo
- oz: onzas
- N: newtons
- g/f: gramos por fuerza
- mL: mililitros
- °C: grados centígrados
- mm/s: milímetros por segundo
- n: número de muestra
- 15d: 15 días
- 30d: 30 días
- X: promedio
- DE: desviación estándar
- AKP: Ah Kim Pech
- B: Borgatta
- AO: American Orthodontics
- T1: 15 días
- T2: 30 días

I. Introducción

En la odontología existe una rama dedicada al diagnóstico y prevención de la malposición dental, así como su posible tratamiento y las herramientas que son necesarias para lograr los objetivos de los movimientos dentales a su correcta posición en los maxilares. El tratamiento de ortodoncia se divide en diversas etapas en las cuales se presentan los objetivos a lograr para la correcta alineación y función dental con respecto a su base ósea, para así poder obtener resultados no solo estéticos sino también armónicos y capaces de realizar las funciones fisiológicas del aparato masticatorio de la mejor manera posible.

Es común que, en la segunda etapa del tratamiento de ortodoncia, también llamada de cierre de espacios o etapa de trabajo, se tenga como objetivo al ya tener alineados completamente los dientes sobre la base ósea, comenzar el cierre de espacios en aquellos casos en los que se realizaron extracciones dentales o existan espacios residuales, además de que logren coincidir las líneas medias de ambas arcadas, la guía canina y la clase molar I cumpliendo con las llaves de la oclusión.

Para poder realizar el cierre de espacios o alinear los caninos, a través del tiempo, se han utilizado distintas técnicas, ya sea el acercamiento de los caninos para disolver el apiñamiento dental en la zona anterior, conseguir la clase canina ideal en clase I con retro ligaduras metálicas, cadenas elastoméricas o arcos de cierre.

Ha sido controvertido el uso de ciertas herramientas como lo son las cadenas elastoméricas ya que para lograr un movimiento dental se debe lograr mediante un equilibrio entre los mecanismos de remodelación ósea permitiendo así el movimiento mediante la aplicación de fuerzas externas sobre los dientes y los tejidos de soporte de su alrededor. Los movimientos dentales se logran aplicando fuerzas ligeras pero continuas capaces de no dañar los tejidos circundantes de los dientes dentro de los límites fisiológicos diagnosticados para cada paciente. Estos movimientos se logran de manera controlada con la correcta

cantidad de fuerza aplicada sobre los aparatos ortodónticos y los órganos dentales.

Las cadenas forman parte del grupo de aquellos aditamentos utilizados para la inducir movimientos dentales específicos a través del hueso. Están comúnmente fabricadas a base de poliuretano o látex sintético, haciendo que sus propiedades varían según su composición, siendo que estos materiales le confieren características de elasticidad y resiliencia, son sencillos de poderse utilizar, económicos y requieren poca cooperación del paciente a lo largo de su tratamiento.

Estas presentan desafíos tanto en su uso como en su colocación, por mencionar a algunos existe la rápida deformación de la cadena por la modificación de su estructura molecular, además de los factores asociados del entorno bucal como la saliva, el pH, la dieta del paciente y los métodos de higienización, así como la exposición a alimentos o bebidas con alto contenido de pigmentos o ácidos, interfieren en el desempeño adecuado de las cadenas para lograr los movimientos dentales deseados reduciendo su eficacia. Aunado a esto las cadenas elastoméricas también cuentan con la capacidad de perder la fuerza inicial aplicada dependiendo del tiempo transcurrido entre cita y cita, la longitud a la cual fueron estiradas las cadenas, el color, el tipo de eslabón continuo o corto, cerrado o abierto, la marca de la cadena empleada, además de los factores antes mencionados.

Se ha revolucionado a través de los años la fabricación y los métodos de conservación de las cadenas ayudando a los procesos de polimerización en donde estos materiales se vuelven más resistentes y durables a los factores de riesgo asociados sobre su superficie, permitiéndoles perder menor fuerza dependiendo de los procesos a los que se haya sometido tal material, durando así mucho mayor tiempo en boca, reduciendo la decoloración y deformación ayudando a que se logren y mantengan por mayor tiempo los objetivos del tratamiento, facilitando así el término de la segunda fase del tratamiento de ortodoncia.

Es de suma importancia que el profesional especialista este informado sobre las propiedades fisicoquímicas, el tipo de cadena y su composición, así como las fuerzas y los efectos que se ejercen sobre los materiales aplicados en la ortodoncia, que se verá reflejado en la estabilidad y el manejo de un buen tratamiento ortodóntico. Por lo mencionado anteriormente se debe valorar si el tipo de cadena empleado resulta o no efectiva para el movimiento dental, si la dieta o higienización por parte del paciente está influyendo en el estado de tensión y deformación de la cadena, si la fuerza aplicada en la cita inicial es suficiente y medirla en gramos o newtons para así poder explorar el intervalo de tiempo en el que los elásticos deben ser renovados. Haciendo que el tratamiento de ortodoncia sea más eficaz, cómodo y remunerable tanto para el paciente como para el profesional, al saber elegir los materiales que provean una mayor calidad para los tratamientos de ortodoncia.

II. Antecedentes

Distintos estudios mencionan que las cadenas elastoméricas poseen afectaciones en su fuerza posterior a la exposición al entorno intraoral, como la masticación, la higiene bucal, la saliva y su actividad enzimática, variaciones en la temperatura bucal que pueden acelerar potencialmente el envejecimiento de la cadena (Kochenborger et al., 2011; Halimi et al., 2012; Antony y Paulose., 2014; Zhang et al., 2015).

Las propiedades de las cadenas se ven afectadas por factores como el bajo pH salival. Al consumo de bebidas y alimentos se inducen cambios importantes en el entorno bucal en términos de pH, la capacidad tampón, la acidez titulable, la viscosidad y las concentraciones de calcio, fosfato y flúor (Carvalho y Lussi, 2020).

Aunque la característica principal de las cadenas es la recuperación de la longitud original después de la aplicación de una fuerza, diversos estudios in vivo e in vitro han mostrado que la degradación de la fuerza ocurre después de la aplicación de la fuerza (Halimi et al., 2013; Aldrees et al., 2015; Javanmardi y Salehi, 2016; Behnaz et al., 2018).

Algunos de los factores intraorales provocan un rápido deterioro del material que en conjunto con el estiramiento constante al que se someten, pierden fuerza con el paso del tiempo. Se encontró que a los 30 minutos de ser colocadas las cadenas existe una pérdida importante de fuerza; a las 24 horas se pierden entre el 50% y el 70%, dejando un remanente entre el 30% y 40% en las sucesivas 4 semanas (De Genova et al., 1985; Rock et al., 1985; Lu et al., 1993; Baty et al., 1994a; Stevenson et al., 1994; Mayberry et al., 1996).

Las características elásticas de las cadenas varían según su proceso de manufactura alterando los resultados del tratamiento; por lo que resulta importante

conocer la información para poder establecer variaciones clínicas que lleven a los resultados deseados en el tratamiento (Baty et al., 1994; Stevenson et al., 1994).

Con estudios de fatiga aplicados a las cadenas elastoméricas se obtiene información de cuál material es el mejor para poder emplear en la práctica clínica, y determinar si la proporción de la fuerza aplicada por la cadena es suficiente para obtener una respuesta biológica en los tejidos y así poder generar el movimiento dental deseado (Huja y Dhuru., 1994; Kapila., 1994; Stevenson et al., 1994).

Estudios realizados por Rock y Von Fraunhofer mostraron que las cadenas que son estiradas a más de 300 gramos presentan una deformación permanente del material y por lo tanto la liberación de la fuerza es menos predecible (Morales-Pulachet et al., 2014).

Debido a las variaciones en las cadenas elastoméricas y sus diferencias en la degradación de la fuerza en diferentes entornos, llegar a la cadena más eficiente en tratamientos de ortodoncia es de suma importancia (Baty et al., 1994a; Mirhashemi et al., 2012).

Wong (1976) recomienda pre estirar las cadenas elásticas tres veces su longitud original, pretensando los enlaces poliméricos y mejorando la fuerza. También encontró que las cadenas que estiradas a más de 300 gramos tienden a perder mayor fuerza que las estiradas a menor longitud.

Buchman et al. (2012) investigaron la dependencia del decaimiento de la fuerza en la deformación inicial de las cadenas elásticas utilizando ocho cadenas de ocho marcas probadas al 50% y al 100% de tensión, las cuales se almacenaban en el agua y realizaron mediciones de fuerza en seis momentos (0, 2, 8 y 24 horas y 7 y 21 días). Observaron que la degradación de la fuerza de las cadenas elásticas al 50% de deformación varió del 37% al 75%. Al 100% de la cepa varió entre el 39% y el 67%. Concluyendo que la mayor parte de la pérdida de fuerza se da en las primeras 24 horas.

Al-Kassar (2011) evaluó la fuerza de decaimiento de cadenas elastoméricas en diferentes medios utilizando cuarenta cadenas de cadena elastomérica las cuales se estiraron a una fuerza de 200 ± 5 g. y se dividieron en 4 grupos (aire, agua destilada, enjuague bucal Biofresh y saliva artificial pH 6.75). Concluyó que las fuerzas restantes de los elásticos se ven afectadas por el estiramiento, la absorción de agua, por productos químicos y los tiempos; además que la cantidad de pérdida en ambientes secos es menor que en húmedos y especialmente en el enjuague bucal bio fresh más que en la saliva neutra.

Muchas bebidas comunes presentan características que pueden afectar las cadenas elastoméricas y el entorno oral, como la temperatura del líquido, un pH bajo, un alto contenido de azúcar, colorantes artificiales y contenido de alcohol (Kannan et al., 2014).

Kumar et al. (2011) probaron el efecto de las bebidas gaseosas sobre el decaimiento forzado de las cadenas elastoméricas que se dividieron en cuatro grupos: agua destilada, bebidas a base de limón, bebidas a base de naranja y bebidas de cola. Las cadenas elastoméricas fueron tensadas a 25 mm y la fuerza dada se evaluó en distintos intervalos después de la inmersión en las bebidas gaseosas durante 2 horas a diario. Se demostró que las bebidas a base de colorante naranja causan la mayor descomposición de fuerza, seguidas de la cola, el limón y el agua; además que la mayor reducción de fuerza se produjo en las primeras 24 horas.

Aldrees et al. (2015), compararon la fuerza de desintegración de cadenas elastoméricas transparentes y semitransparentes de ocho fabricantes además de la cantidad de decoloración después de la inmersión en medios dietéticos coloreados. Obtuvieron una diferencia significativa en la fuerza inicial perdida entre todas las cadenas elastoméricas probadas.

Teixeira et al. (2008), estudiaron el efecto in vitro de la coca cola “light”, el ácido fosfórico y el ácido cítrico sobre el patrón de decaimiento por fuerza de 2 tipos de cadenas elastoméricas. Las cadenas se sumergieron en las soluciones dos veces al día durante 15 minutos. Observaron una reducción estadísticamente significativa de la fuerza en distintos momentos, sobre todo en las primeras 24 horas, sin embargo, los tratamientos de inmersión no presentaron diferencias.

Kumar et al. (2014), compararon el efecto de la Coca Cola, el té y el enjuague bucal Listerine sobre la fuerza liberada por la cadena elastomérica in vitro. Llegaron a la conclusión de que todas las soluciones usadas en el estudio aumentan el decaimiento de la fuerza de las cadenas elastoméricas con el tiempo, siendo el té el que causó el mayor decaimiento de fuerza, seguido de Listerine y Coca-Cola comparándolos con el grupo control.

La notable diferencia entre los resultados de las cadenas evaluadas en saliva artificial y las almacenadas en bebidas carbonatadas sugiere factores que son distintos al pH (como el material conservante, los pigmentos, ácidos cítricos y fosfóricos en bebidas carbonatadas) modifican las propiedades físicas de las cadenas elastoméricas. En general todas las bebidas carbonatadas demostraron mayor capacidad de decaimiento de la fuerza de las cadenas que en un medio salival.

Las bebidas a base de naranja obtuvieron la mayor pérdida de fuerza, seguidas de las bebidas a base de limón, las pepsi dietéticas, las pepsi regulares y la saliva artificial, respectivamente. Concluyendo así que una mayor acidez no es necesariamente la causa principal de una mayor pérdida de fuerza (Dehghani et al., 2023)

III. Fundamentación teórica

El Doctor Edward H. Angle (1855-1930), es considerado como el "Padre de Ortodoncia Moderna". Bajo su liderazgo, la ortodoncia se separó de las demás ramas de la odontología, y fue el primero en limitar su práctica exclusiva a la ortodoncia (Weinberger, 1936). Su credo se basaba en que "el mejor equilibrio, la mejor armonía, las mejores proporciones de la boca en su relación con las otras características requieren que haya un complemento armónico en los dientes, y que cada uno ocupe su posición norma en la oclusión normal" (Salzmann, 1950). Desarrolló la clasificación de las maloclusiones que sigue utilizándose hasta la actualidad (Weinberger, 1926).

Gracias a su clasificación existen cinco niveles para abordar las maloclusiones:

- **Primer nivel: se promociona la salud**, con intervención sobre los factores generales que influyen en el desarrollo de las maloclusiones.
- **Segundo nivel: protección específica**, con mecanismos dirigidos a la prevención de una enfermedad en particular. Los factores de riesgo son las causas específicas y desencadenantes directos de cada maloclusión.
- **Tercer nivel: diagnóstico y tratamiento temprano**, de las anomalías que provocan una maloclusión. El tratamiento temprano es llevado a cabo mediante técnicas ortodóncicas sencillas, empleando la cirugía o la prótesis.
- **Cuarto y quinto niveles**: son los que eliminan el grado de incapacidad producida por la enfermedad o la maloclusión (Bascones, 1998).

Con estos niveles de tratamiento descritos, la corrección de una maloclusión no supone conservar todos los dientes y solo alinearlos, sino mejorar la funcionalidad de la cavidad oral que tiene una maloclusión transformándola en una posición estable y engranaje adecuado de las piezas dentarias siendo estéticamente equilibrada (Surroca et al., 2001).

Al inicio de la especialidad de ortodoncia, existía el mito que sólo se podía tratar a pacientes en crecimiento y hasta finalizar la pubertad. Esta idea se rechazó cuando los estudios de la fisiología ósea demostraron que los procesos de reabsorción y aposición ósea que son esenciales para el movimiento dental se presentaban durante toda la vida con una respuesta más lenta. A partir de los 70's, con los resultados clínicos y la estabilidad a largo plazo obtenida, los tratamientos se volvieron rutinarios por necesidad funcional y estética. (Kokich, 2007). Por lo que la ortodoncia general se esfuerza por conseguir una oclusión tan correcta como sea posible, en su totalidad o a casi todos sus dientes (Proffit et al., 2019a).

Raymond Begg insistía en la necesidad de dividir el tratamiento ortodóncico general en las siguientes fases: 1) la alineación y nivelación; 2) la corrección de las relaciones entre los molares y cierre de espacios, y 3) la finalización (Begg y Kesling, 1977).

En la segunda fase los dientes deberán estar bien alineados y haber eliminado las alteraciones en la curva de Spee, con el objetivo principal la corrección de las relaciones entre los segmentos molares y bucales en oclusión normal en plano anteroposterior, y el cierre de los espacios de extracción o residuales, además de corregir el resalte excesivo o negativo (Proffit et al., 2019b). En esta fase el movimiento dental se da como resultado de la aplicación de una fuerza sobre el complejo dental que son transmitidas por medio de la aparatología fija sobre el sistema dental con el objetivo de producir un movimiento dental controlado, en donde los dientes y las estructuras de soporte responden a dichas fuerzas aplicadas (Ren et al., 2004).

Dentro de los principios básicos de aplicación ortodóntica se menciona que las fuerzas ejercidas deberán ser tolerables por las estructuras óseas, periodontales y dentales involucradas y recordar el comportamiento biológico de estos tejidos (Herrera et al., 2006). Las fuerzas requeridas para producir

movimientos dentales deseados deben ser ligeras y continuas para no causar daños en los tejidos periodontales (Proffit et al., 2019c).

Con la finalidad de obtener adecuadamente una respuesta biológica y mecánica, se emplean aditamentos que promueven estímulos biológicos y la reproducción de movimientos específicos a través del hueso, como son los productos elastoméricos, brackets, ligaduras, arcos, en donde el profesional se informará de las propiedades, composición, fuerza y efecto que ejercen los aditamentos y se reflejaran en la estabilidad y manejo del tratamiento.

Las cadenas elastoméricas son de uso frecuente por su fácil manejo y bajo costo (Santos et al., 2007), fueron introducidas en los años 70's con el fin de realizar correcciones dentales como el cierre de espacios o diastemas y la distalización de caninos (Herrera et al., 2006).

Se ha mencionado que clínicamente, las cadenas son comúnmente usadas para controlar la rotación dental y que su uso presenta desafíos de higienización para el paciente, éstas tienden a decolorarse y se ha comprobado que presentan decaimiento de la fuerza en el transcurso de su uso (De Genova et al., 1985).

Estas cadenas están elaboradas a base de polímeros (poliuretano), lo que les provee elasticidad y puede afectarse por factores ambientales como: la temperatura, concentración de oxígeno, cambios de pH, exposición a luz ultravioleta, absorción de agua, sustancias del fluido salival, la higiene oral y también presentar efectos de fuerzas externas como la masticación (Stevenson et al., 1994; Mayberry et al., 1996; Herrera et al., 2006)

Los poliuretanos elastoméricos son elaborados por disocianatos y polialcoholes. Los tres componentes principales son: a) un disocianato, b) una larga cadena hidroxiterminada en polialcoholes, ya sea como un poliéster o

poliéter (R-OH) y c) una cadena prolongada la cual es ya sea una cadena corta o una diamina (Eliades et al., 2003).

El término elastómero se refiere a cualquier participante de la clase de materiales poliméricos que posterior a sufrir una deformación pueden volver a sus dimensiones originales (Baty et al., 1994a; Kochenborger et al., 2011; Weissheimer et al., 2013).

Las cadenas elastoméricas son económicos y requieren de poca o ninguna cooperación del paciente, son relativamente higiénicas existen en varios colores, son altamente flexibles y resilientes (Taloumis et al., 1997; Motta et al., 2011; Weissheimer et al., 2013; Al-Shahrani et al., 2016).

El primer material conocido con esas características fue el hule natural, empleado en las civilizaciones Inca y Maya, limitando su uso debido a que sus propiedades se disminuían fácilmente por cambios en la temperatura y la absorción de humedad. Con el proceso de vulcanización introducido por Charles Goodyear en 1839, su uso incrementó y ortodoncistas como Baker, Angle y Case lo empleaban en el tratamiento ortodóntico (Baty et al., 1994).

Los derivados de los elastómeros de poliuretano, después de la polimerización son una masa informe que tiene cadenas poliméricas con fuerzas de atracción débiles entre ellas. El proceso de vulcanización mejoró las propiedades mecánicas del material a través de la unión lateral entre cadenas mediante reticulación covalente, formando estructuras tridimensionales, convirtiéndolo en un producto flexible, resistente y elástico, con menor solubilidad a disolventes orgánicos y mayor resistencia al deterioro producido por el calor, luz y envejecimiento natural. Otra mejora en las propiedades de estos materiales son los puntos de unión distribuidos a lo largo del polímero formados por cadenas lineales, llamadas cadenas virtuales cruzadas, haciéndolas más potentes determinada químicamente por su composición interna gracias a la tecnología, el

refinamiento de la técnica y la calidad de las materias primas para su fabricación (Morton, 2013).

Otro ejemplo es la goma de caucho, utilizada para elaborar las gomas elásticas de casa u oficina, las cuales se deterioran en boca al par de horas y pierden gran parte de su elasticidad. Inicialmente los elásticos ortodóncicos fueron fabricados de este material y se han intercambiado por los de látex, teniendo una vida útil 4-6 veces mayor.

Los hules sintéticos, del cual deriva el látex, se introdujeron en 1920 con el desarrollo de la petroquímica; formados por cadenas lineales enrolladas y unidas entre sí por enlaces de carácter primario y secundario, las cuales al aplicarles una fuerza se desenrollan y regresan a su forma inicial original al eliminar esta fuerza. Sin embargo, al estirar los enlaces pueden fracturarse y las cadenas se deslizan una sobre otra presentando una deformación plástica aumentando de manera permanente su longitud (Herrera et al., 2006).

El primer uso del látex natural fue en 1880 para producir fuerzas interarco. Los elásticos son sistemas de fuerzas que se deterioran rápido, pierden elasticidad y necesitan un cambio debido a la absorción de los líquidos al exponerse al medio salival (Graber Thomas et al., 1998; Josell et al., 1997).

La sensibilidad a la modificación en el entorno oral debido a los alimentos, bebidas y enjuagues bucales es una de las causas principales de la deformación plástica y la pérdida de fuerza en las cadenas elastoméricas (Haffajee et al., 2008). Incluyendo las alteraciones del pH, los iones de fluoruro, los componentes salivales, las fluctuaciones en la temperatura y en el nivel de oxígeno que afectan el decaimiento de la fuerza (Haffajee et al., 2008b; Halimi et al., 2012). Es imperativo conocer las propiedades fisicoquímicas de los elásticos empleados en ortodoncia como la pérdida de fuerza y los factores modificadores, saber las fuerzas producidas en cada momento y valorar si éstas resultan o no efectivas

para el movimiento dental y modificar el intervalo de tiempo en el que los elásticos deben ser renovados.

El comportamiento de los materiales elásticos en ortodoncia se define en función de la relación entre la tensión y la deformación presentes ante una carga externa. La tensión o la deformación se manifiestan internamente. La tensión es la distribución interna de la carga definida en términos de desviación por unidad de longitud; y la deformación la distorsión interna producida por dicha carga definida en términos de desviación por unidad de longitud. Proffit, Fields y Sarver cerca del año 2014 establecieron estos conceptos y recomiendan ver los componentes ortodónticos, alambres y resortes como vigas que se apoyan en un extremo o por ambos extremos. La fuerza y la desviación son parámetros externos, mientras que la tensión y la deformación al ser internas, pueden ser medibles a partir de la fuerza y la desviación, tomando en cuenta la superficie y la longitud. Explican que los materiales tipo "viga" contienen tres propiedades fundamentales para establecer una utilidad clínica, siendo: resistencia, rigidez (o elasticidad) y recorrido.

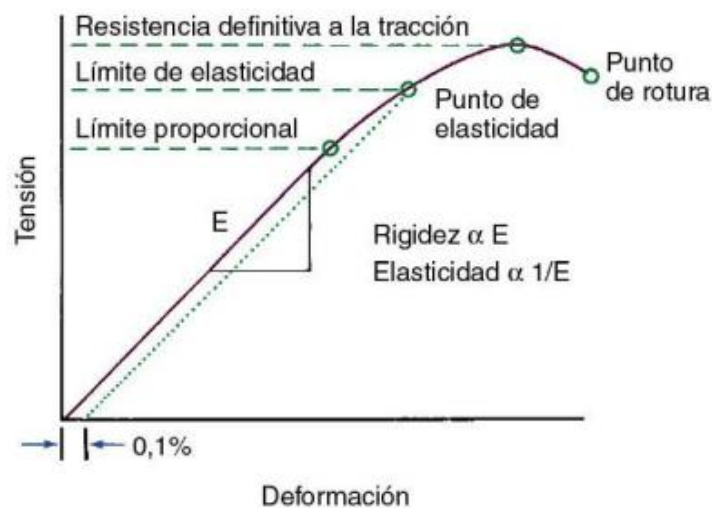
Estas propiedades se definen en el diagrama de fuerza-desviación o de tensión-deformación, en donde se toman tres puntos diferentes como representativos de la fuerza, mostrados en la figura 1. En donde la pendiente E de la curva de tensión-deformación es el módulo de elasticidad, al que son proporcionales la rigidez y la elasticidad. La resistencia se mide en unidades de tensión: la unidad estándar internacional (si) es el pascal (Pa), o en unidades inglesas siendo los g/cm². El factor de conversión utilizado de manera común es: 100 g/cm² = 10 MPa (9.81, con una diferencia diminuta que no es significativa en criterios de medición en la evaluación clínica de los materiales ortodónticos). También definen el recorrido como la distancia en que se flexiona de manera elástica el alambre antes de obtener una deformación permanente medida en milímetros (mm). La rigidez y la elasticidad son propiedades recíprocas y cada una es proporcional a la pendiente de la parte elástica de la curva de fuerza-desviación, cuanto menor es la pendiente, mayor elasticidad tendrá el alambre;

cuanto más inclinada mayor rigidez tendrá el alambre. Si es superado este límite, no se recuperará la forma original y se obtendrá una recuperación de utilidad clínica sin llegar a la ruptura.

Existen la resiliencia y la moldeabilidad, la primera es la superficie que existe bajo la curva de tensión-deformación hasta el límite proporcional y se refiere a la capacidad del alambre o material para almacenar energía y es una combinación de la resistencia y la elasticidad. La moldeabilidad es la cantidad de deformación permanente que puede soportar un alambre o material antes de quebrarse.

Las propiedades de un material ortodóntico ideal deben tener: 1) gran resistencia; 2) poca rigidez (en la mayoría de las aplicaciones); 3) gran recorrido, y 4) gran moldeabilidad, las cuales se observan en la siguiente grafica o figura 1 (Proffit et al., 2019d).

Figura 1:



Gracias a estas propiedades los elastómeros tienden a volver a su longitud original posterior a la aplicación de una fuerza constante, en donde existe una problemática que radica cuando la fuerza aplicada es modificada siendo mayor o menor y esto interfiere en su composición molecular, impidiendo que retorne a la longitud original. Como consecuencia, este sobre estiramiento,

produce efectos indeseados y no logra el desplazamiento dental, el cierre de un diastema; o el tiempo estimado aumentaría. Por lo cual, la pérdida de fuerza sufrida en los elásticos es el mayor problema de su uso clínico dificultando el poder determinar la fuerza real que se transmite al diente (Pithon et al., 2013).

En el uso clínico hay tres formas para la activación de un material elástico, en donde por activación se entiende al proceso por el cual el material se deforma por una fuerza que es almacenada y posteriormente liberada.

Se comenzará por la activación Axial, que se presenta de dos maneras: el estiramiento (activación típica de los elásticos) y la compresión. La activación se presenta a lo largo de su eje longitudinal. En segundo lugar, la activación por flexión, donde la aplicación de la carga y su deformación, se presentan de manera perpendicular al eje longitudinal del elemento elástico. Y en tercer lugar la activación por Torsión en donde la carga que se aplica deforma la zona de alrededor del eje longitudinal del elemento elástico (Gargate, 2019).

Al activar una cadena elastomérica se aplica una fuerza externa o carga que produce una deformación pudiendo ser extensional, compresiva o de deslizamiento. Todos los tipos de activación producen deformaciones imperceptibles a simple vista, que cuando es retirada la carga del material vuelve a su situación inicial pasiva. Se habla entonces del comportamiento elástico en contraposición al inelástico o deformación plástica, que se presenta si no regresa, parcial o totalmente, a la configuración pasiva inicial.

Existe entonces la curva denominada carga-deformación que se comporta diferente entre los metales y los materiales poliméricos, y aunque a ambos tienen un límite elástico y punto de ruptura, para los materiales poliméricos se presentan rupturas de algunas uniones moleculares secundarias que se han de romper antes de comenzar la zona verdaderamente elástica. Al liberar la carga, queda una deformación permanente que puede desaparecer cuando se restablezcan las uniones secundarias. Otra diferencia de los materiales poliméricos es que, al liberar la carga, la recuperación elástica no es completa (Morales y Florez, 2017).

Gracias a la recuperación elástica incompleta se traduce en una pérdida de fuerza, la cual se ha investigado con detalle en el comportamiento elástico de los aditamentos de material polimérico y que son actualmente utilizados para producir fuerzas ortodónticas y movimientos de deslizamiento (Wong, 1976).

En la segunda fase del tratamiento donde se realiza la etapa de cierre de espacios el deslizamiento es el movimiento de un objeto sobre otro en contacto. En el área de ortodoncia se presenta entre el arco y bracket. Se presenta la fricción (fuerza normal por coeficiente de fricción) que junto con el binding (fenómeno que ocurre cuando el arco contacta con los extremos del bracket) y el notching (efecto producido cuando los extremos del bracket en contacto con el arco provocan una pérdida de sustancia o deformación definitiva en el arco) son las variables que influyen en el deslizamiento.

El cierre de espacios por deslizamiento es un proceso termodinámico casi estático, debido a las características biológicas y mecánicas del movimiento. Es realizado de manera lenta con una secuencia de estados cercanos al equilibrio, alternando deslizamiento la clínica de cierre de espacios por mecánica de deslizamiento (movimiento coronario) con resistencia al deslizamiento (movimiento radicular). Aparenta una contradicción, la mecánica por deslizamiento la cual necesita de resistencia al deslizamiento. Se produce inclinación coronaria de la pieza o grupo de piezas y luego, se endereza o enderezan radicularmente. Este ciclo es reproducido muchas veces hasta que el espacio es cerrado. Este fenómeno es denominado “ratcheting effect” (Burrow, 2009).

La mecánica del cierre de espacios por deslizamiento es una de las más se utiliza actualmente ya una de sus ventajas es el evitar la aplicación de fuerzas excesivas, ya que la fuerza no es generada por el arco y carece de configuraciones complejas, por ende, se coloca más fácil es más cómodo para el paciente evitando las ansas de cierre (dobles en el arco) que se usaban antiguamente para el cierre de espacios (Park y Kwon, 2004).

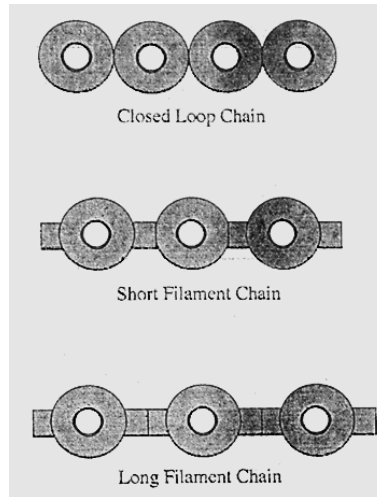
La mecánica de cierre puede realizarse en dos formas principales: la individual o en masa. La individual es aquella en donde el complejo diente-bracket se desliza a través del arco ortodóncico y se mueve solo una pieza dental, antiguamente el canino. La mecánica en masa es donde se mueve el arco ortodóncico a través del complejo diente-bracket y se moviliza un grupo de dientes, generalmente de canino a canino (Nanda, 1998).

Las cadenas están compuestas de enlaces circulares o eslabones, los cuales se unen por conectores de longitudes variables y así se define su clasificación, tienen una disponibilidad en muchas marcas comerciales y una amplia gama de colores. Éstas tienen 3 diferentes presentaciones de tamaño: 1) de eslabones continuos, sin filamento de separación, 2) de eslabones unidos por un filamento corto, y 3) de eslabones unidos por un filamento largo.

Las cadenas comúnmente son enganchadas en los ganchos de los brackets o tubos, moviendo así los dientes en cualquier dirección a lo largo de un arco base rígido (Uribe, 2010).

La configuración de la cadena dependerá la forma en que el comportamiento de la cadena elástica se ve afectado, su configuración depende de la distancia que existe entre los enlaces pudiendo ser: cerrada, corta o larga dependiendo de su filamento separador. La distancia que separa los enlaces es dependiente de la longitud de los eslabones de cada marca comercial. Por lo general las de filamento largo entregan una cantidad de fuerza inicial menor a la misma extensión y muestran una mayor proporción de pérdida de fuerza bajo carga, a diferencia de las cadenas elásticas de enlaces cerrados, vistas en la siguiente figura 2. (Baty et al., 1994).

Figura 2:



Las cadenas elastoméricas son elaboradas de dos maneras básicas: moldeado por inyección y troquelado. Las de moldeado son hechas mediante la inyección de un material elastomérico licuado dentro de un molde el cual después es curado, mientras que las hechas por troquelado son cortadas de un elastómero previamente procesado (Taloumis et al., 1997).

De acuerdo con la distancia entre el centro del eslabón hasta el centro del siguiente eslabón denominada la distancia Inter eslabón, las cadenas se dividen en 3 tipos:

- Cadena cerrada o continua: su distancia inter-eslabón es de 3 mm. Estas brindan niveles de fuerza inicial más altos.
- Cadena corta: su distancia inter-eslabón es de 3.5 mm.
- Cadena larga: su distancia inter-eslabón es de 4 mm (Da Silva et al., 2009; Tuesta et al., 2000).

La fuerza aplicada sobre las cadenas elastoméricas se traduce en la cantidad de aquella fuerza que es entregada por la cadena cuando es primero estirada a una longitud definida. La pérdida de fuerza es la relajación del estrés que presenta dicho material (Stroede et al., 2012).

La fuerza producida por los elásticos sobre uno o más piezas dentales depende de su magnitud. El estrés producido depende a su vez del sitio de

aplicación, de la distribución a través del ligamento periodontal y dirección, longitud, diámetro y contorno de la raíz, proceso alveolar, salud dental y edad (Singh et al., 2012).

Otro de los aspectos que deben tomarse en cuenta en cuanto al movimiento dental con las cadenas es la duración de la fuerza. El secreto para conseguir el movimiento ortodóntico radica en aplicar una fuerza mantenida, que se presente durante un tiempo considerable (ya sean varias horas al día, no solo unos cuantos minutos). Es mantenida en cierto porcentaje a comparación de la original entre una visita del paciente y otra; Interrumpida si el nivel de la fuerza disminuye a cero entre las visitas, e Intermitente si el nivel disminuye bruscamente a cero de forma intermitente, cuando el paciente se quita el aparato ortodóntico (Proffit et al., 2019e).

Teniendo en cuenta los conceptos anteriores, es útil para el carácter clínico del ortodoncista el término de fuerza óptima, siendo la fuerza que produce un movimiento dentario rápido sin que este cause molestia ni daño tisular al paciente, que histológicamente se produzca un nivel de tensión en el ligamento que mantenga la vitalidad del tejido en toda su longitud e induzca una respuesta celular máxima (aposición y reabsorción). Por tanto, las fuerzas óptimas producen una reabsorción frontal (Graber et al., 1998).

Ya en el año 1957 se propuso que el rango de fuerza aceptable para el movimiento dental estaba entre los 100 y 250 gramos (Reitan, 1957). No cabe duda de que los movimientos dentales más eficaces se logran con fuerzas leves y continuas. Deben evitarse las fuerzas intensas y continuas; las fuerzas intensas e intermitentes, aunque son menos eficaces, pueden ser clínicamente también aceptables (Proffit W., 2007)

IV. Hipótesis

Hipótesis de trabajo

La cadena elastomérica cerrada de la marca Ah Kim Pech® presenta una menor fuerza elástica después de 15 y 30 días de haberse sometido a tensión en un medio ácido, a comparación de la cadena elastomérica cerrada de la marca Borgatta®.

Hipótesis nula

La cadena elastomérica cerrada de la marca Borgatta® presenta una menor fuerza elástica después de 15 y 30 días de haberse sometido a tensión en un medio ácido, a comparación de la cadena elastomérica cerrada de la marca Ah Kim Pech®.

V. Objetivos

V.1 Objetivo general

Establecer cuál cadena elastomérica cerrada de la marca Ah Kim Pech® o la de la marca Borgatta® presenta una menor fuerza elástica después de 15 y 30 días de haberse sometido a tensión en un medio ácido (Sprite®).

V.2 Objetivos específicos

1. Medir la fuerza elástica de la cadena elastomérica cerrada de la marca Ah Kim Pech® después de 15 y 30 días de haberse sometido a tensión en un medio ácido.
2. Medir la fuerza elástica de la cadena elastomérica cerrada de la marca Borgatta® después de 15 y 30 días de haberse sometido a tensión en un medio ácido.
3. Comparar las mediciones de la fuerza elástica de las cadenas elastoméricas cerradas de las marcas Ah Kim Pech® y Borgatta® después de 15 y 30 días de haberse sometido a tensión en un medio ácido.

VI. Material y métodos

VI.1 Tipo de investigación

Experimental *in vitro*

VI.2 Población o unidad de análisis

Especímenes de cadenas elastoméricas cerradas de cinco eslabones.

VI.3 Muestra y tipo de muestra

El tamaño de la muestra por conveniencia fue de 90 especímenes, el cual se dividió en 15 especímenes de cadena cerrada de cinco eslabones por cada marca a utilizar y en sus dos periodos de tiempo a medir: 15 especímenes para 15 días y otros 15 especímenes para los 30 días. Fue decidido después de realizar una búsqueda bibliográfica y observar de manera frecuente y en promedio, en trabajos similares los cuales se realizaron con tamaños de muestra como el propuesto aquí, tal es el caso de Morales-Pulachet et al. (2014) quienes lo realizaron utilizando 15 muestras por marca, Herrera et al. (2006) quienes lo realizaron con 10 muestras por marca de 5 eslabones cada una, y Morales et al. (2017) con otras 10 muestras por marca.

Se analizaron 3 grupos experimentales:

- Grupo 1: Sprite® + Ah Kim Pech® (15 especímenes para 15 días y 15 especímenes para los 30 días.)
- Grupo 2: Sprite® + Borgatta® (15 especímenes para 15 días y 15 especímenes para los 30 días.)
- Grupo 3: Sprite® + American Orthodontics® (15 especímenes para 15 días y 15 especímenes para los 30 días.)

El grupo control positivo fueron 30 especímenes de cadenas cerradas de cinco eslabones de la marca American Orthodontics® las cuales se tensaron y sumergieron en saliva artificial y 15 minutos dos veces al día con un intervalo de 5 horas en Sprite®, 15 especímenes durante 15 días y otros 15 durante 30 días.

VI.3.1 Criterios de selección

- Especímenes que cumplieron con el tamaño de longitud de cinco eslabones
- Especímenes que no fueron sido manipulados anteriormente y que estén nuevos en buen estado de conservación garantizado por el proveedor
- Especímenes que fueron del tipo cerrada
- Especímenes que fueron tensados por primera vez
- Especímenes que fueron tensados al menos el doble de su tamaño por primera vez
- Especímenes que cumplieron el tiempo de sumersión dispuestos

Criterios de exclusión:

- Especímenes que presentaron ruptura y desgarros al momento de su medición
- Especímenes de otras casas comerciales diferentes a Ah Kim Pech®, Borgatta® y American Orthodontics®
- Especímenes con defectos de fabricación.

Criterio de eliminación: Se eliminarán todos aquellos especímenes que sufran algún imprevisto durante el desarrollo de las pruebas que imposibilite evaluar las variables de interés.

VI.3.2 Variables estudiadas

Cuadro de variables dependientes

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Fuerza Elástica	Es una fuerza que ejerce un material elástico para para recuperar su estado de equilibrio natural al verse afectado por una fuerza externa. Se encuentra entre la Intersección de la curva de tensión-distensión.	Se mide la cantidad de distorsión forzada antes del deterioro y pérdida de elasticidad hasta llegar a la ruptura del material. La prueba de fuerza elástica se realiza colocando la muestra pretensada de cadena sobre un extremo y otro para realizar la tracción y tensión, se estira hasta el punto de ruptura.	Cuantitativa	Razón	Newtons

Cuadro de variables independientes

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Espécimen de cadena de la marca Ah Kim Pech®	Compuestos que incluyen no metales en su composición y que muestran un comportamiento elástico; son elastómeros circulares unidos por medio de conectores de diversas longitudes.	Poliuretanos: productos de polímeros termostáticos de reacción de un paso por procesos de polimerización que poseen una unidad: $-(NH)-(C=O)-O-$ Producidos por disocianatos y polialcoholes. Los tres principales constituyentes de la reacción son: A. un disocianato B. una larga cadena hidroxiterminada en polialcoholes, ya sea como un poliéster o poliéter (R-OH) C. una cadena	Cualitativa	Nominal	-

		prolongada, ya sea una cadena corta o una diamina.			
Espécimen de cadena de la marca Borgatta®	Compuestos que incluyen no metales en su composición y que muestran un comportamiento elástico. Son elastómeros circulares unidos por medio de conectores de diversas longitudes.	Poliuretanos: productos de polímeros termoestables de reacción de un paso por procesos de polimerización que poseen una unidad: -(NH)- (C=O)- O- Producidos por disocianatos y polialcoholes. Los tres principales constituyentes de la reacción son: A. un disocianato B. una larga cadena hidroxi- terminada en polialcoholes, ya sea como un poliéster o poliéter (R- OH) C. una cadena prolongada,	Cualitativa	Nominal	-

		ya sea una cadena corta o una diamina.			
Espécimen de cadena de la marca American Orthodontics®	Compuestos que incluyen no metales en su composición y que muestran un comportamiento elástico. Son elastómeros circulares unidos por medio de conectores de diversas longitudes.	Poliuretanos: productos de polímeros termostáticos de reacción de un paso por procesos de polimerización que poseen una unidad: $-(NH)-(C=O)-O-$ Producidos por disocianatos y polialcoholes. Los tres principales constituyentes de la reacción son: A. un disocianato B. una larga cadena hidroxiterminada en polialcoholes, ya sea como un poliéster o poliéter (R-OH) C. una cadena prolongada, ya sea una	Cualitativa	Nominal	-

		cadena corta o una diamina.			
--	--	-----------------------------------	--	--	--

VI.4 Técnicas e instrumentos

Los valores obtenidos a través del software de la maquina universal de pruebas serán recolectados en una base de datos realizada en Excel como una hoja de captación y en base a ella se realizarán los análisis pertinentes.

VI.5 Procedimientos

A. **Fase de preparación de especímenes:** Se realizó la adquisición en el depósito dental de un carrete de las cadenas elastoméricas cerradas de las marcas: Ah Kim Pech®, Borgatta® y American Orthodontics®.

Posterior a ser realizada la compra se procedió a verificar la ausencia de fallas y homogeneidad del empaque de cada cadena.

1. Se recortaron 30 muestras de cinco eslabones de las cadenas elastoméricas cerradas de marca Ah Kim Pech®.

2. Se recortaron 30 muestras de cinco eslabones de las cadenas elastoméricas cerradas de marca Borgatta®.

3. Se recortaron 30 muestras de cinco eslabones de las cadenas elastoméricas cerradas de marca American Orthodontics®. (Figura 1.)

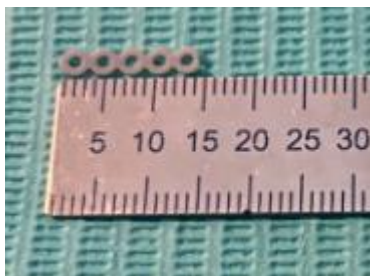


Figura 1.

Todos estos recortes se realizaron con tijeras de mayo rectas y medidas con una regla no flexible de metal. Todas las cadenas se manipularon y se

midieron de la misma forma y a la misma distancia para asegurar mediciones consistentes.

A.1: Para el montaje de los especímenes:

1. Se confeccionaron 6 bases acrílicas transparentes autocurables de la marca Nictone® de 45 mm de largo, 33 mm de ancho y 15 mm de espesor, para cada grupo de marca de cadenas. (Figura 2.)

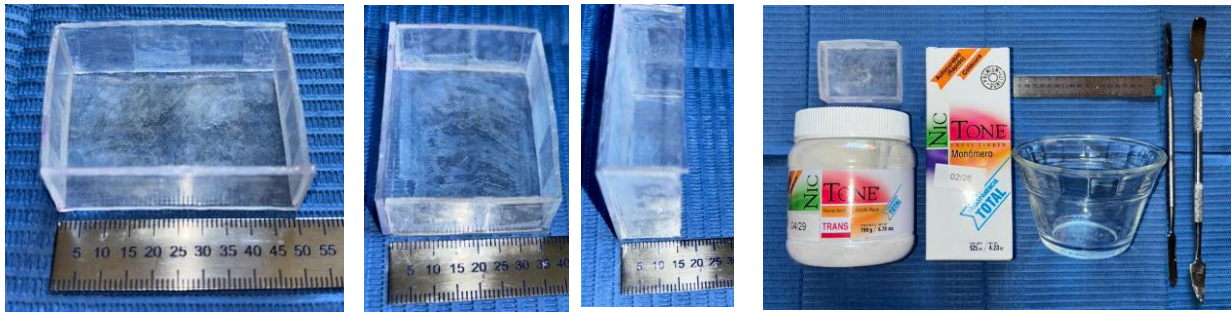


Figura 2.

2. En cada una de ellas se realizaron unas pequeñas perforaciones con 24 mm de separación entre ellas y 5 mm de profundidad, con una fresa troncocónica de carburo. (Figura 3.)

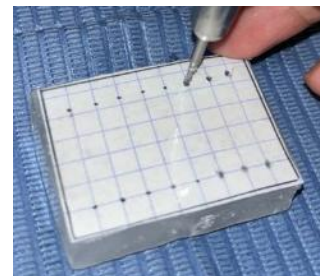


Figura 3.

3. Se insertaron 2 trozos metálicos de 20 mm de alto confeccionados con alambre ortodóncico de acero inoxidable redondo (Borgatta®) de calibre .032 mm y serán fijados dentro de las perforaciones de acrílico con el mismo acrílico transparente. Tuvieron la función de mantener las muestras de cadenas elastoméricas traccionadas y tensarlas a una distancia del doble del tamaño inicial de los cinco eslabones o equivalente a 24 mm, 8 oz, 226.8 g o 2.21 newtons. (Figura 4.)



Figura 4.

B. Fase de Medición de las fuerzas de tensión:

1. Se formaron los 3 grupos de recortes de cadenas elastoméricas cerradas de cinco eslabones de cada marca, a los cuales se les asignaron 15 muestras de cada una.

2. Cada segmento se colocó en los extremos de los alambres de cada base acrílica con pinzas Mathieu. (Figura 5.)

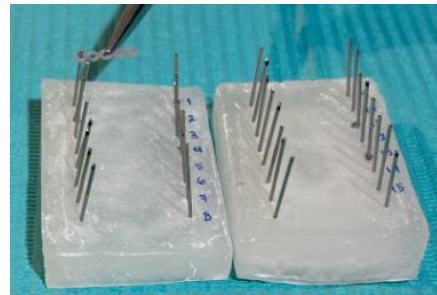


Figura 5.

3. La medición inicial (Tiempo 0) se realizó antes de colocar los especímenes en las bases acrílicas en mm y en g/f con un dinamómetro. Después se realizaron los ciclos de inmersión respectivos y las demás mediciones en los siguientes tiempos: 15 y 30 días respectivamente con la máquina universal.

4. Se dejaron las bases acrílicas con las muestras tensadas sumergidas durante el periodo de 30 días, dentro de un envase de plástico rotulado con 600 mL de Sprite®, a temperatura ambiente con un tiempo de inmersión de 15 minutos dos veces por día con un intervalo mínimo de 5 horas. (Adoptado por el protocolo en el estudio de Teixeira et al. (2008) y Van Eygen et al. (2005) Figura 6).

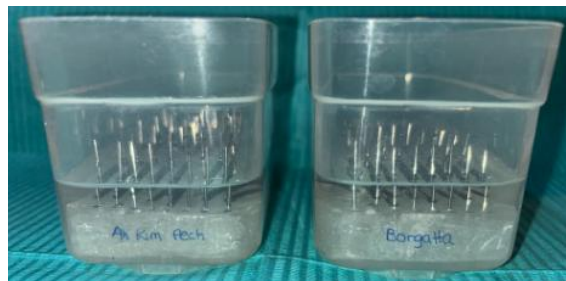


Figura 6.

Se repitieron los mismos pasos para el segundo intervalo de tiempo de 15 días.

6. Se repitieron estos ensayos durante los 30 días del experimento. Después de realizar los ciclos de inmersión las muestras permanecieron en saliva artificial a temperatura ambiente, almacenadas en su respectivo envase. (Figura 7.)

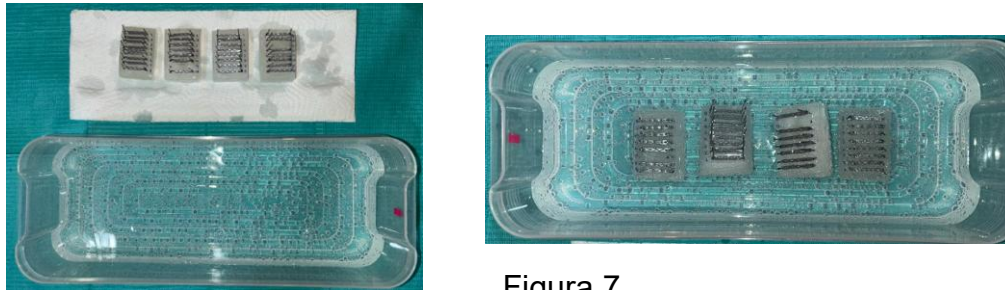


Figura 7.

C. Fase de Procesamiento y Análisis de datos:

El control de la temperatura y los tiempos de los ciclos de inmersión serán realizados con un termómetro digital.

Para cada inmersión se usará una bebida carbonatada Sprite® nueva a temperatura ambiente (23°C), para asegurar la eliminación de cualquier residuo, una vez transcurrido el periodo de inmersión las muestras se lavaron con agua destilada y secaron con papel absorbente, para inmediatamente realizar las pruebas de ensayo.

Este estudio siguió las normas para la prueba de los auxiliares elastoméricos ortodóncicos (International Organization for Standardization 21606-2007) descritos en el estudio de Pithon et al (2013).

Como parte de la prueba del grupo control se realizó la capacitación en el uso de la máquina universal de ensayos para la evaluación de las fuerzas de los especímenes en el I Laboratorio de Investigación Odontológica Multidisciplinaria de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Querétaro la que consistió en el manejo de ella a cargo de un especialista en el uso de la maquina universal de pruebas.

Las mediciones de la evaluación de las fuerzas se realizaron con la máquina universal de pruebas.

Antes de comenzar con el estudio, se verificó que el sensor de fuerza se encontrara calibrado, para garantizar la óptima calidad del instrumento, así como también después de cada medición se restableció la lectura del probador de fuerza a cero, antes de tomar la siguiente medida.

1. Se verificó la sujeción de las muestras de cadenas pretensadas dejando un eslabón a cada extremo de la cadena elastomérica asegurado en el dispositivo de fijación en cada extremo de la máquina de pruebas lo que permitió realizar la tracción y medición de la fuerza. (Figura 8.)

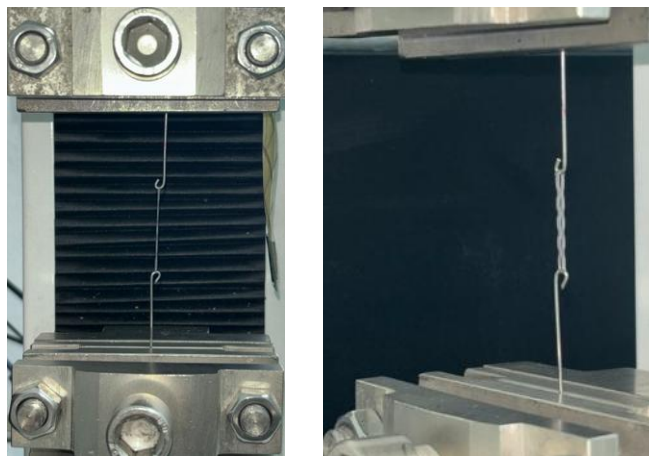


Figura 8.

2. Se midió la fuerza elástica de cada una de las cadenas elastoméricas después de 15 días de haberse sumergido en Sprite® de las tres marcas que se evaluaron.

3. Se midió la fuerza elástica de cada una de las cadenas elastoméricas después de 30 días de haberse sumergido en Sprite® de las tres marcas que se evaluaron.

4. Se realizó la tracción a una velocidad de 0.10 mm/s hasta lograr el estiramiento de 30 mm cada cadena elastomérica. Obteniendo así la fuerza elástica en Newtons. (Figura 9.)



5. Se realizó la comparación de las tres marcas de interés valorando la evaluación de la fuerza presente de las cadenas elastoméricas después de haberse sumergido en los dos intervalos de tiempo.

6. Se registró en una base de datos la fuerza elástica obtenida de cada cadena elastomérica de las tres marcas que se evaluarán para posteriormente realizar el análisis estadístico. La evaluación de las fuerzas se registró utilizando la unidad de medida Newtons (N). (Figura 10.)

A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V														
Índice Aik Kim Pech a los 30 días					Medición Hargreav a los 30 días					Índice American Orthodontic a los 30 días				
Newborn Temporal - Infant - Toddler					Newborn Temporal - Infant - Toddler					Newborn Temporal - Infant - Toddler				
1	20.2	21.2	21.0	20.0	1	7.50	7.90	7.80	8.0	1	8.95	9.00	9.0	8.5
2	20.5	21.0	21.0	20.0	2	7.50	7.90	7.80	8.0	2	8.95	9.00	9.0	8.5
3	20.5	21.0	21.0	20.0	3	7.50	7.90	7.80	8.0	3	8.95	9.00	9.0	8.5
4	20.5	21.0	21.0	20.0	4	7.50	7.90	7.80	8.0	4	8.95	9.00	9.0	8.5
5	20.5	21.0	21.0	20.0	5	7.50	7.90	7.80	8.0	5	8.95	9.00	9.0	8.5
6	20.5	21.0	21.0	20.0	6	7.50	7.90	7.80	8.0	6	8.95	9.00	9.0	8.5
7	20.5	21.0	21.0	20.0	7	7.50	7.90	7.80	8.0	7	8.95	9.00	9.0	8.5
8	20.5	21.0	21.0	20.0	8	7.50	7.90	7.80	8.0	8	8.95	9.00	9.0	8.5
9	20.5	21.0	21.0	20.0	9	7.50	7.90	7.80	8.0	9	8.95	9.00	9.0	8.5
10	20.5	21.0	21.0	20.0	10	7.50	7.90	7.80	8.0	10	8.95	9.00	9.0	8.5
11	20.5	21.0	21.0	20.0	11	7.50	7.90	7.80	8.0	11	8.95	9.00	9.0	8.5
12	20.5	21.0	21.0	20.0	12	7.50	7.90	7.80	8.0	12	8.95	9.00	9.0	8.5
13	20.5	21.0	21.0	20.0	13	7.50	7.90	7.80	8.0	13	8.95	9.00	9.0	8.5
14	20.5	21.0	21.0	20.0	14	7.50	7.90	7.80	8.0	14	8.95	9.00	9.0	8.5
15	20.5	21.0	21.0	20.0	15	7.50	7.90	7.80	8.0	15	8.95	9.00	9.0	8.5
16	20.5	21.0	21.0	20.0	16	7.50	7.90	7.80	8.0	16	8.95	9.00	9.0	8.5
17	20.5	21.0	21.0	20.0	17	7.50	7.90	7.80	8.0	17	8.95	9.00	9.0	8.5
18	20.5	21.0	21.0	20.0	18	7.50	7.90	7.80	8.0	18	8.95	9.00	9.0	8.5
19	20.5	21.0	21.0	20.0	19	7.50	7.90	7.80	8.0	19	8.95	9.00	9.0	8.5
20	20.5	21.0	21.0	20.0	20	7.50	7.90	7.80	8.0	20	8.95	9.00	9.0	8.5
21	20.5	21.0	21.0	20.0	21	7.50	7.90	7.80	8.0	21	8.95	9.00	9.0	8.5
22	20.5	21.0	21.0	20.0	22	7.50	7.90	7.80	8.0	22	8.95	9.00	9.0	8.5
23	20.5	21.0	21.0	20.0	23	7.50	7.90	7.80	8.0	23	8.95	9.00	9.0	8.5
24	20.5	21.0	21.0	20.0	24	7.50	7.90	7.80	8.0	24	8.95	9.00	9.0	8.5
25	20.5	21.0	21.0	20.0	25	7.50	7.90	7.80	8.0	25	8.95	9.00	9.0	8.5
26	20.5	21.0	21.0	20.0	26	7.50	7.90	7.80	8.0	26	8.95	9.00	9.0	8.5
27	20.5	21.0	21.0	20.0	27	7.50	7.90	7.80	8.0	27	8.95	9.00	9.0	8.5
28	20.5	21.0	21.0	20.0	28	7.50	7.90	7.80	8.0	28	8.95	9.00	9.0	8.5
29	20.5	21.0	21.0	20.0	29	7.50	7.90	7.80	8.0	29	8.95	9.00	9.0	8.5
30	20.5	21.0	21.0	20.0	30	7.50	7.90	7.80	8.0	30	8.95	9.00	9.0	8.5
31	20.5	21.0	21.0	20.0	31	7.50	7.90	7.80	8.0	31	8.95	9.00	9.0	8.5
32	20.5	21.0	21.0	20.0	32	7.50	7.90	7.80	8.0	32	8.95	9.00	9.0	8.5
33	20.5	21.0	21.0	20.0	33	7.50	7.90	7.80	8.0	33	8.95	9.00	9.0	8.5
34	20.5	21.0	21.0	20.0	34	7.50	7.90	7.80	8.0	34	8.95	9.00	9.0	8.5
35	20.5	21.0	21.0	20.0	35	7.50	7.90	7.80	8.0	35	8.95	9.00	9.0	8.5
36	20.5	21.0	21.0	20.0	36	7.50	7.90	7.80	8.0	36	8.95	9.00	9.0	8.5
37	20.5	21.0	21.0	20.0	37	7.50	7.90	7.80	8.0	37	8.95	9.00	9.0	8.5
38	20.5	21.0	21.0	20.0	38	7.50	7.90	7.80	8.0	38	8.95	9.00	9.0	8.5
39	20.5	21.0	21.0	20.0	39	7.50	7.90	7.80	8.0	39	8.95	9.00	9.0	8.5
40	20.5	21.0	21.0	20.0	40	7.50	7.90	7.80	8.0	40	8.95	9.00	9.0	8.5
41	20.5	21.0	21.0	20.0	41	7.50	7.90	7.80	8.0	41	8.95	9.00	9.0	8.5
42	20.5	21.0	21.0	20.0	42	7.50	7.90	7.80	8.0	42	8.95	9.00	9.0	8.5
43	20.5	21.0	21.0	20.0	43	7.50	7.90	7.80	8.0	43	8.95	9.00	9.0	8.5
44	20.5	21.0	21.0	20.0	44	7.50	7.90	7.80	8.0	44	8.95	9.00	9.0	8.5
45	20.5	21.0	21.0	20.0	45	7.50	7.90	7.80	8.0	45	8.95	9.00	9.0	8.5
46	20.5	21.0	21.0	20.0	46	7.50	7.90	7.80	8.0	46	8.95	9.00	9.0	8.5
47	20.5	21.0	21.0	20.0	47	7.50	7.90	7.80	8.0	47	8.95	9.00	9.0	8.5
48	20.5	21.0	21.0	20.0	48	7.50	7.90	7.80	8.0	48	8.95	9.00	9.0	8.5
49	20.5	21.0	21.0	20.0	49	7.50	7.90	7.80	8.0	49	8.95	9.00	9.0	8.5
50	20.5	21.0	21.0	20.0	50	7.50	7.90	7.80	8.0	50	8.95	9.00	9.0	8.5
51	20.5	21.0	21.0	20.0	51	7.50	7.90	7.80	8.0	51	8.95	9.00	9.0	8.5
52	20.5	21.0	21.0	20.0	52	7.50	7.90	7.80	8.0	52	8.95	9.00	9.0	8.5
53	20.5	21.0	21.0	20.0	53	7.50	7.90	7.80	8.0	53	8.95	9.00	9.0	8.5
54	20.5	21.0	21.0	20.0	54	7.50	7.90	7.80	8.0	54	8.95	9.00	9.0	8.5
55	20.5	21.0	21.0	20.0	55	7.50	7.90	7.80	8.0	55	8.95	9.00	9.0	8.5
56	20.5	21.0	21.0	20.0	56	7.50	7.90	7.80	8.0	56	8.95	9.00	9.0	8.5
57	20.5	21.0	21.0	20.0	57	7.50	7.90	7.80	8.0	57	8.95	9.00	9.0	8.5
58	20.5	21.0	21.0	20.0	58	7.50	7.90	7.80	8.0	58	8.95	9.00	9.0	8.5
59	20.5	21.0	21.0	20.0	59	7.50	7.90	7.80	8.0	59	8.95	9.00	9.0	8.5
60	20.5	21.0	21.0	20.0	60	7.50	7.90	7.80	8.0	60	8.95	9.00	9.0	8.5
61	20.5	21.0	21.0	20.0	61	7.50	7.90	7.80	8.0	61	8.95	9.00	9.0	8.5
62	20.5	21.0	21.0	20.0	62	7.50	7.90	7.80	8.0	62	8.95	9.00	9.0	8.5
63	20.5	21.0	21.0	20.0	63	7.50	7.90	7.80	8.0	63	8.95	9.00	9.0	8.5
64	20.5	21.0	21.0	20.0	64	7.50	7.90	7.80	8.0	64	8.95	9.00	9.0	8.5
65	20.5	21.0	21.0	20.0	65	7.50	7.90	7.80	8.0	65	8.95	9.00	9.0	8.5
66	20.5	21.0	21.0	20.0	66	7.50	7.90	7.80	8.0	66	8.95	9.00	9.0	8.5
67	20.5	21.0	21.0	20.0	67	7.50	7.90	7.80	8.0	67	8.95	9.00	9.0	8.5
68	20.5	21.0	21.0	20.0	68	7.50	7.90	7.80	8.0	68	8.95	9.00	9.0	8.5
69	20.5	21.0	21.0	20.0	69	7.50	7.90	7.80	8.0	69	8.95	9.00	9.0	8.5
70	20.5	21.0	21.0	20.0	70	7.50	7.90	7.80	8.0	70	8.95	9.00	9.0	8.5
71	20.5	21.0	21.0	20.0	71	7.50	7.90	7.80	8.0	71	8.95	9.00	9.0	8.5
72	20.5	21.0	21.0	20.0	72	7.50	7.90	7.80	8.0	72	8.95	9.00	9.0	8.5
73	20.5	21.0	21.0	20.0	73	7.50	7.90	7.80	8.0	73	8.95	9.00	9.0	8.5
74	20.5	21.0	21.0	20.0	74	7.50	7.90	7.80	8.0	74	8.95	9.00	9.0	8.5
75	20.5	21.0	21.0	20.0	75	7.50	7.90	7.80	8.0	75	8.95	9.00	9.0	8.5
76	20.5	21.0	21.0	20.0	76	7.50	7.90	7.80	8.0	76	8.95	9.00	9.0	8.5
77	20.5	21.0	21.0	20.0	77	7.50	7.90	7.80	8.0	77	8.95	9.00	9.0	8.5
78	20.5	21.0	21.0	20.0	78	7.50	7.90	7.80	8.0	78	8.95	9.00	9.0	8.5
79	20.5	21.0	21.0	20.0	79	7.50	7.90	7.80	8.0	79	8.95	9.00	9.0	8.5
80	20.5	21.0	21.0	20.0	80	7.50	7.90	7.80	8.0	80	8.95	9.00	9.0	8.5
81	20.5	21.0	21.0	20.0	81	7.50	7.90	7.80	8.0	81	8.95	9.00	9.0	8.5
82	20.5	21.0	21.0	20.0	82	7.50	7.90	7.80	8.0	82	8.95	9.00	9.0	8.5
83	20.5	21.0	21.0	20.0	83	7.50	7.90	7.80	8.0	83	8.95	9.00	9.0	8.5
84	20.5	21.0	21.0	20.0	84	7.50	7.90	7.80	8.0	84	8.95	9.00	9.0	8.5
85	20.5	21.0	21.0	20.0	85	7.50	7.90	7.80	8.0	85	8.95	9.00	9.0	8.5
86	20.5	21.0	21.0	20.0	86	7.50	7.90	7.80	8.0	86	8.95	9.00	9.0	8.5
87	20.5	21.0	21.0	20.0	87	7.50	7.90	7.80	8.0	87	8.95	9.00	9.0	8.5
88	20.5	21.0	21.0	20.0	88	7.50	7.90	7.80	8.0	88	8.95	9.00	9.0	8.5
89	20.5	21.0	21.0	20.0	89	7.50	7.90	7.80	8.0	89	8.95	9.00	9.0	8.5
90	20.5	21.0	21.0	20.0	90	7.50	7.90	7.80	8.0	90	8.95	9.00	9.0	8.5
91	20.5	21.0	21.0	20.0	91	7.50	7.90	7.80	8.0	91	8.95	9.00	9.0	8.5
92	20.5	21.0	21.0	20.0	92	7.50	7.90	7.80	8.0	92	8.95	9.00	9.0	8.5
93	20.5	21.0	21.0	20.0	93	7.50	7.90	7.80	8.0	93	8.95	9.00	9.0	8.5
94	20.5	21.0	21.0	20.0	94	7.50	7.90	7.80	8.0	94	8.95	9.00	9.0	8.5
95	20.5	21.0	21.0</											

VI.5.1 Análisis estadístico

Las variables cuantitativas se expresaron a través del promedio, desviación estándar y rango. Para identificar si existieron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos:

1. Los valores obtenidos en el laboratorio se registraron en una hoja de cálculo de Excel.
2. Se realizaron el análisis estadístico de t student en las columnas del cuadro 1 y el análisis estadístico de ANOVA a manera de las filas del cuadro 1, con la prueba de Post hoc de Tuckey, la significancia estadística será establecida en $p < 0.05$.
3. Se realizaron cuadros de la estadística recopilada en Word.
4. Se compararon los valores de significancia en las tres marcas: Ah Kim Pech®, Borgatta® con la marca del grupo control American Orthodontics®.

VI.5.2 Consideraciones éticas

Este estudio se llevó a cabo completamente *in vitro*, por lo que no implicó el uso de animales, pacientes, tejidos ni órganos biológicos. Los datos y resultados obtenidos serán presentados de forma íntegra, sin alteraciones ni manipulaciones, respetando la veracidad y transparencia de la investigación.

VII. Resultados

En el cuadro 1 se presentan los valores de la fuerza elástica (N) de las diferentes marcas Ah Kim Pech®, Borgatta® y American Orthodontics® posterior a su tensión a los 15 y 30 días de haberse sumergido en un medio ácido.

Al realizar la prueba estadística ANOVA se observó una diferencia estadísticamente significativa (Valor $p < 0.05$) en la evaluación de las 3 marcas tanto en el periodo de tiempo de 15 días como en el de 30 días. En la comparación individual de cada marca al realizar la prueba estadística t student, también existió una diferencia estadísticamente significativa (Valor $p < 0.05$) entre los sus dos periodos de tiempo.

Cuadro 1. Comparación de los valores de fuerza elástica (N) de los distintos grupos de cadenas elastoméricas posterior a su tensión en los dos tiempos de sumersión.

Grupo	Ah Kim Pech (n=14)	Borgatta (n=15)	American Orthodontics (n=15)	Valor de p
	X ± DE (Rango)			
Fuerza elástica (N) 15d	7.97 ± 0.20 (7.5-8.15)	7.88 ± 0.21 (7.65-8.45)	7.28 ± 0.24 (6.85-7.55)	<0.0001
Fuerza elástica (N) 30d	9.06 ± 0.26 (8.3-9.45)	8.39 ± 0.32 (7.75-8.8)	7.79 ± 0.19 (7.25-7.95)	<0.0001
*Valor de p	<0.0001	<0.0001	<0.0001	

N: Newtons; X: Promedio; DE: Desviación estándar, 15d: 15 días, 30d: 30 días. Prueba de ANOVA. *Prueba de t student.

A los 15 días la fuerza es ligeramente mayor en Ah Kim Pech, pero la diferencia es pequeña (Ah Kim Pech: 7.97 N, Borgatta: 7.88 N). A los 30 días la fuerza elástica remanente es mayor en Ah Kim Pech. (Ah Kim Pech: 9.06 N, Borgatta: 8.39 N)

La fuerza elástica del grupo control de la marca American Orthodontics®, se mantuvo en una menor magnitud de pérdida de fuerza respecto a los demás grupos, tanto a los 15 como a los 30 días traduciéndose en que fue la marca que menor pérdida de fuerza elástica tuvo; Borgatta® se ubica en un punto intermedio, mientras que Ah Kim Pech® conserva la mayor fuerza elástica tanto a los 15 como a los 30 días.

Con base en los resultados obtenidos, se concluye que la cadena elastomérica cerrada de la marca Ah Kim Pech® presentó una mayor fuerza elástica residual tanto a los 15 como a los 30 días de haber sido sometida a tensión en un medio ácido, en comparación con la marca Borgatta®. Las diferencias observadas entre ambas marcas fueron estadísticamente significativas ($p = 0.0001$), lo que indica que no se deben al azar.

En particular, Ah Kim Pech® presentó los valores más altos en ambos tiempos, mientras que American Orthodontics® registró las fuerzas más bajas, con Borgatta® en un nivel intermedio. Además, se observó un incremento progresivo de la fuerza elástica en todas las marcas conforme avanzó el tiempo, lo cual sugiere que la exposición prolongada al medio ácido no debilitó las cadenas, sino que favoreció un aumento en su tensión.

Estos hallazgos permiten rechazar la hipótesis de trabajo y aceptar la hipótesis nula, ya que fue Borgatta® la que mostró una menor resistencia elástica con el paso del tiempo bajo las condiciones experimentales. Además, los hallazgos son relevantes porque evidencian que la resistencia de las cadenas elastoméricas depende de la marca y del tiempo de exposición, lo que podría

tener implicaciones clínicas en la selección del material más adecuado para mantener fuerzas constantes durante el tratamiento ortodóncico.

En consecuencia, se sugiere que la cadena elastomérica Ah Kim Pech® podría ofrecer un mejor desempeño clínico en términos de conservación de fuerza elástica en ambientes ácidos, como los presentes en la cavidad oral durante tratamientos ortodónticos prolongados.

Debido a que se identificó una diferencia estadísticamente significativa (Valor $p < 0.05$) entre las 3 marcas de cadenas en el primer tiempo de medición a los 15 días (T1), se optó por realizar la prueba *post hoc* de Tukey-kramer para señalar en dónde se encontraba dicha diferencia, observados en el cuadro 1.1.

La marca American Orthodontics® es la marca con menor resistencia elástica a los 15 días, significativamente inferior a las otras dos. Ah Kim Pech® y Borgatta® son más similares entre sí, aunque con una diferencia marginal.

No se encontró diferencia estadísticamente significativa entre la comparación de las marcas Ah Kim Pech® y Borgatta®, sin embargo, al comparar éstas dos marcas contra el grupo control se arrojó una diferencia estadísticamente significativa de < 0.0001 .

Los resultados del análisis *post hoc* en el periodo T1 confirman que American Orthodontics® presenta una resistencia significativamente menor en comparación con Ah Kim Pech® y Borgatta®.

Esta diferencia sugiere que, bajo condiciones de exposición en medio ácido, la marca American Orthodontics® pierde capacidad de mantener fuerzas constantes, lo cual podría limitar su eficacia clínica.

La marca Ah Kim Pech® conserva más fuerza elástica seguida de la marca Borgatta® y por último la marca American Orthodontics®.

Cuadro 1.1. Comparación de la evaluación de la fuerza elástica *post hoc* de los distintos grupos de cadenas en el primer periodo de tiempo de medición T1.

Grupo 1	Grupo 2	Significancia
AKP	B	>0.05
AKP	AO	<0.0001
B	AO	<0.0001

AKP: Ah Kim Pech; B: Borgatta; AO: American Orthodontics; T1: Tiempo a los 15 días. Prueba de Tukey-kramer.

En el cuadro 1.2 se presenta la comparación de la evaluación de la fuerza elástica *post hoc* entre las 3 marcas de cadenas en el segundo tiempo de medición a los 30 días, en donde se encontró una diferencia estadísticamente significativa de <0.0001 al comparar las tres marcas, sin embargo, llama la atención que la fuerza elástica de la marca American Orthodontics® se mantuvo más similar a los 30 días respecto a los 15 días, Lo que pudiera indicar que cada una se comporta de manera distinta en cuanto a resistencia elástica tras 30 días de exposición.

Por lo que se podría deducir que la marca American Orthodontics® es aquella que mantiene los valores menores de fuerza elástica necesaria tanto a los 15 como a los 30 días, en segundo lugar, de acuerdo con sus valores la marca Borgatta® y en tercer lugar la marca Ah Kim Pech®.

Ah Kim Pech® mostró la necesidad de aplicar mayor elasticidad de fuerza a la misma longitud, seguido por Borgatta®, y por último American Orthodontics®.

Ah Kim Pech® mostró la mayor resistencia elástica, seguida por Borgatta®, mientras que American Orthodontics® presentó los valores más bajos. Estos resultados confirman que, tras 30 días de exposición en medio ácido, las tres marcas se diferencian claramente en su capacidad de mantener la fuerza

elástica, lo que refuerza la importancia de seleccionar materiales con mayor estabilidad mecánica para garantizar la eficacia del tratamiento ortodóncico a largo plazo.

Cuadro 1.2. Comparación de la de la evaluación de la fuerza elástica post *hoc* de los distintos grupos de cadenas en el segundo periodo de tiempo de medición T2.

Grupo 1	Grupo 2	Significancia
AKP	B	<0.0001
AKP	AO	<0.0001
B	AO	<0.0001

AKP: Ah Kim Pech; B: Borgatta; AO: American Orthodontics. T2: Tiempo a los 30 días. Prueba de Tukey-kramer.

VIII. Discusión

Durante el tratamiento de ortodoncia se busca que los elásticos mantengan una fuerza adecuada para así lograr un movimiento dental óptimo, generando fuerzas leves y continuas (Martins et al., 2008; Quenzer et al., 2015).

El conocimiento de las propiedades de las cadenas elastoméricas en ortodoncia además de sus cambios estructurales son de suma importancia para el clínico especialista, ya que estos materiales permanecen en la cavidad oral durante tiempos relativamente prolongados siendo la principal debilidad el poder brindar niveles de fuerza continua (Kochenborger et al., 2011b).

En este estudio las cadenas elastoméricas se mantuvieron tensadas a una distancia de 24 mm sobre moldes de acrílico y siendo 15 muestras por marca y periodo de sumersión, similares a los usados en el estudio de Stevenson & Kusy, 1994 para así evitar el fenómeno de la recuperación elástica, sumergidos en saliva artificial a modo de simular las condiciones orales.

Existen estudios previos en donde se afirma que si no existe un control de calidad en la fabricación de los elásticos podría presentarse una gran variación en los resultados dependiendo de las marcas utilizadas alterando las propiedades elásticas del material. Se evaluaron los elastómeros en cadena de la marca American Orthodontics® encontrando que fue la marca que obtuvo menores valores de fuerza al compararla con otras marcas, coincidiendo con el presente estudio en donde ésta marca fue la que obtuvo resultados menores a la evaluación de fuerzas al haber transcurrido tanto a los 15 como a los 30 días, seguida de la marca Borgatta® y posteriormente la Ah Kim Pech® (Stevenson & Kusy, 1994; Yagura et al., 2013).

Se escogieron las cadenas de color gris estándar para todas las marcas evaluadas en este estudio, ya que al considerar estudios anteriores en donde se concluyó que las propiedades relacionadas con la distribución de fuerzas en las cadenas elastoméricas se ven significativamente afectadas por la pigmentación

incorporada al material. Demostraron además que estas cadenas presentan un adecuado comportamiento elástico cuando son estiradas hasta una fuerza inicial menor de 300 g, por lo que en el presente estudio se optó por aplicar una fuerza inicial dentro de este rango siendo de 226.8 g (equivalentes a 2.21 N), ya que si las fuerzas superan los 300 g se produce una deformación permanente y la liberación o mantenimiento de la fuerza es menos predecible. El medio de exposición principal en este estudio fue la saliva artificial que se ha visto con anterioridad en otros estudios que al intentar simular un ambiente parecido al oral aún se ven afectadas las propiedades elásticas de las cadenas e incrementan la cantidad necesaria para alcanzar una fuerza entre 150 y 300 g, por lo que de igual manera la fuerza final en los distintos periodos de tiempo medidos en el estudio a los 15 días se obtuvo un promedio entre 7.28 a 7.97 N, que equivalen a un total de entre 742.1 – 812.4 g, de todas las marcas estudiadas, 7.97 en la marca Ah Kim Pech®, 7.88 en Borgatta® y de 7.28 en American Orthodontics® respectivamente y a los 30 días un promedio de 7.79 a 9.06 equivalentes a un total entre 795.1 – 923.6 g de todas las marcas, 9.06 en Ah Kim Pech®, 8.39 en Borgatta® y 7.79 en American Orthodontics® respectivamente, corroborando así que se modifica e incrementa la cantidad de fuerza al transcurrir el tiempo (Baty, Volz, et al., 1994b; Martins et al., 2006; Von Fraunhofer et al., 1992).

Como se presentó en los resultados de este estudio, la fuerza final aceptable para lograr el movimiento ortodóntico según Boester & Johnston, consta de una fuerza entre 100 y 350 g siendo efectiva, coincidiendo con la fuerza inicial aplicada en las cadenas cortas, además de que De Genova et al. y Baty, Volz, et al. mencionan que estas cadenas cerradas cortas conservan un mayor porcentaje de fuerza a lo largo del tiempo a comparación de las cadenas largas.

Andreasen y Bishara recomiendan utilizar una fuerza cuatro veces mayor al valor deseado al aplicar las cadenas con el fin de compensar la degradación de la fuerza durante el primer día. Sin embargo, el comportamiento inicial y final de las cadenas varía según el fabricante, como se demostró en el presente estudio y dicho incremento no se encuentra justificado.

Dado que este fue un estudio *in vitro*, presenta ciertas limitaciones, ya que durante el uso clínico las cadenas elastoméricas se encuentran expuestas a la deformación provocadas por las enzimas salivales y el pH asociado a la ingesta de alimentos ácidos, como nuestro protocolo de inmersión usado, así como alimentos calientes o fríos, la masticación y el cepillado, entre otros factores (De Arruda et al., 2011). Cabe mencionar que las marcas utilizadas en el presente estudio son las que se encuentran más fácilmente al alcance del mercado Mexicano a comparación de las utilizadas en los diversos estudios antes mencionados dificultando así llegar a resultados completamente similares.

Los resultados obtenidos en este estudio indican que la cadena elastomérica cerrada de la marca Ah Kim Pech® conserva una mayor fuerza elástica residual tanto a los 15 como a los 30 días de exposición en un medio ácido, en comparación con las marcas Borgatta® y American Orthodontics®. Estos hallazgos fueron respaldados por análisis estadísticos significativos ($p \leq 0.05$), destacando diferencias más marcadas a los 30 días ($p = 0.0001$ para todas las comparaciones).

Estos resultados coinciden con estudios previos que han evaluado la degradación de la fuerza en cadenas elastoméricas. Por ejemplo, Morales-Pulachet et al. (2014) encontraron que las cadenas elastoméricas de la marca American Orthodontics® presentaron una pérdida significativa de fuerza después de 30 días de uso, lo que sugiere una menor estabilidad en ambientes orales ácidos.

Además, investigaciones han demostrado que factores como la composición del material y las condiciones del medio ambiente bucal, incluyendo el pH ácido, pueden influir en la degradación de la fuerza de las cadenas elastoméricas.

En este contexto, la superioridad observada en la retención de fuerza de la cadena Ah Kim Pech® podría atribuirse a su composición y resistencia a ambientes ácidos, lo que la convierte en una opción favorable para tratamientos ortodónticos que requieren una fuerza sostenida en el tiempo.

En conjunto, estos resultados sugieren que Ah Kim Pech® mantiene la mayor estabilidad mecánica en el tiempo, Borgatta® ocupa una posición intermedia y American Orthodontics® presenta la menor capacidad de conservar la fuerza elástica, lo cual tiene implicaciones clínicas directas en la selección del material más adecuado para tratamientos ortodóncicos de larga duración.

Los resultados de este estudio ofrecen una visión más clara para la selección de cadenas elastoméricas en ortodoncia, tomando en cuenta tanto su comportamiento clínico como biomecánico, con el fin de minimizar efectos no deseados.

Si bien nuestros hallazgos podrían generar cierta controversia respecto a la elección de marcas, evidencian diferencias importantes en la fuerza liberada y necesaria por cada una. Por ello, es fundamental que el ortodoncista considere estas variaciones y elija el tipo de cadena más adecuado según las necesidades específicas de cada paciente, buscando siempre optimizar los resultados del tratamiento.

IX. Conclusiones

Los resultados obtenidos permiten concluir que las fuerzas residuales de las cadenas elastoméricas se ven significativamente influenciadas por diversos factores, entre ellos el grado de estiramiento inicial, la absorción de agua, la exposición a productos químicos presentes en la saliva artificial, así como los tiempos y métodos de inmersión utilizados durante el estudio. La evaluación del comportamiento de las cadenas en saliva artificial, en conjunto con su exposición a la bebida carbonatada Sprite, sugiere que existen factores adicionales al pH — como los conservadores, pigmentos, y los ácidos cítrico y fosfórico presentes en estas bebidas— que pueden alterar las propiedades físicas del material, provocando variaciones en la fuerza liberada por las cadenas elastoméricas.

Todas las cadenas elastoméricas pierden fuerza significativamente a partir de la medición de los 15 días en todas las marcas comerciales, siendo la menor la marca de American Orthodontics® como grupo control, seguida de la marca Ah Kim Pech®. Sin embargo, no existió diferencia estadísticamente significativa entre las marcas Borgatta® y Ah Kim Pech® a los 15 días.

Los resultados obtenidos demuestran que la resistencia elástica de las cadenas ortodóncicas varía significativamente según la marca y el tiempo de exposición en medio ácido. Ah Kim Pech® mantuvo consistentemente los valores más altos, Borgatta® ocupó una posición intermedia y American Orthodontics® presentó la menor capacidad de conservar la fuerza. A los 15 días las diferencias fueron más marcadas frente a American Orthodontics®, mientras que a los 30 días todas las comparaciones resultaron altamente significativas. En conjunto, estos hallazgos confirman que la estabilidad mecánica depende de la marca utilizada, siendo Ah Kim Pech® la opción más favorable para mantener fuerzas constantes en tratamientos prolongados.

No obstante, es importante señalar que en este estudio no se realizó una separación en la exposición de las cadenas a la saliva artificial y a la bebida carbonatada, lo que limita la posibilidad de identificar con precisión cuál de estos factores genera un mayor impacto. Por lo tanto, se recomienda que investigaciones futuras analicen estos elementos de forma independiente, con el objetivo de comprender con mayor profundidad el efecto de cada sustancia sobre el comportamiento biomecánico de las cadenas elastoméricas utilizadas en ortodoncia.

Este estudio permitió comparar el comportamiento de distintas marcas de cadenas elastoméricas cerradas sometidas a tensión en un ambiente ácido, simulando condiciones similares a las de la cavidad oral durante tratamientos ortodónticos. A través del análisis experimental se pudo evidenciar que existen diferencias sustanciales en la capacidad de las cadenas para mantener su fuerza elástica en el tiempo, lo que tiene implicaciones directas en la eficacia clínica del tratamiento.

Se observó que la elección del material influye considerablemente en el desempeño mecánico bajo condiciones adversas, lo cual resalta la importancia de seleccionar productos con mejor estabilidad y durabilidad. En particular, se identificó una de las marcas como una opción destacada por su capacidad de conservar fuerza de manera más prolongada, lo cual puede traducirse en una mayor eficiencia terapéutica y menor frecuencia de recambios por parte del profesional.

Estos hallazgos contribuyen al cuerpo de evidencia existente en el campo de la ortodoncia, ofreciendo datos relevantes para la toma de decisiones clínicas informadas. Asimismo, abren la posibilidad de continuar investigando sobre la influencia de otras variables, como la temperatura, el tipo de tensión aplicada o la exposición a diferentes agentes químicos del medio oral, en la degradación de estos materiales.

Finalmente, se destaca la necesidad de seguir desarrollando materiales que no solo respondan a criterios de costo y disponibilidad, sino que además ofrezcan un rendimiento constante a lo largo del tiempo y bajo diversas condiciones intraorales.

IX. Propuestas

Se recomienda realizar una investigación en donde se opte por evaluar a partir del día 15, de manera individual día por día hasta el día 30 la modificación de la fuerza elástica de las tres marcas American Orthodontics®, Borgatta® y Ah Kim Pech® para así identificar a partir de que día con exactitud las 3 marcas necesitan o no ser reemplazadas por unas nuevas para mantener la fuerza elástica necesaria para la movilización dental optima.

Dado que este estudio se centró en la evaluación de la fuerza elástica residual de cadenas elastoméricas cerradas bajo condiciones de tensión en un medio ácido, futuras investigaciones podrían explorar otras variables relevantes que influyen en el comportamiento clínico de estos materiales. En lugar de un único medio ácido, futuras investigaciones podrían simular diferentes niveles de acidez, imitando condiciones de pacientes con xerostomía, dietas ácidas o consumo frecuente de bebidas carbonatadas. Esto permitiría analizar el umbral de degradación en función del nivel de acidez.

X. Bibliografía

Aldrees, A. M., Al-Foraidi, S. A., Murayshed, M. S., & Almoammar, K. A. (2015a). Color stability and force decay of clear orthodontic elastomeric chains: An in vitro study. *International Orthodontics*, 13(3), 287–301.

Aldrees, A. M., Al-Foraidi, S. A., Murayshed, M. S., & Almoammar, K. A. (2015b). Color stability and force decay of clear orthodontic elastomeric chains: An in vitro study. *International Orthodontics*, 13(3), 287–301.

Al-Kassar, S. S. (2011). The force degradation of elastic chain in different environments and for different intervals (an in vitro study). *Al-Rafidain Dental Journal*, 11(2), 231–237.

Al-Shahrani, I., Nachan, R. A., & Kalia, A. (2016). Force degradation of orthodontic elastomeric chain due to commonly consumed liquids: An in vitro study. *World Journal of Dentistry*, 6(1), 31–38.

ANDREASEN, G. F., & BISHARA, S. (1970). Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *The Angle Orthodontist*, 40(3), 151–158.

Antony, P. J., & Paulose, J. (2014). An in-vitro study to compare the force degradation of pigmented and non-pigmented elastomeric chains. *Indian Journal of Dental Research*, 25(2), 208–213.

Bascones, A. (1998). Tratado de Odontología, Tomo I. *Avances. Segunda Edición. Madrid*.

Baty, D. L., Storie, D. J., & von Fraunhofer, J. A. (1994a). Synthetic elastomeric chains: a literature review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 105(6), 536–542.

Baty, D. L., Storie, D. J., & von Fraunhofer, J. A. (1994b). Synthetic elastomeric chains: a literature review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 105(6), 536–542.

Baty, D. L., Volz, J. E., & von Fraunhofer, J. A. (1994a). Force delivery properties of colored elastomeric modules. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(1), 40–46.

Baty, D. L., Volz, J. E., & von Fraunhofer, J. A. (1994b). Force delivery properties of colored elastomeric modules. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(1), 40–46.

Begg, P. R., & Kesling, P. C. (1977). Begg orthodontic theory and technique. (*No Title*).

Behnaz, M., Namvar, F., Sohrabi, S., & Parishanian, M. (2018). Effect of Bleaching Mouthwash on Force Decay of Orthodontic Elastomeric Chains. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 19(2), 221–225.

Boester, C. H., & Johnston, L. E. (1974). A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. *The Angle Orthodontist*, 44(2), 113–119.

Buchmann, N., Senn, C., Ball, J., & Brauchli, L. (2012). Influence of initial strain on the force decay of currently available elastic chains over time. *The Angle Orthodontist*, 82(3), 529–535.

Burrow, S. J. (2009). Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(4), 442–447.

Carvalho, T. S., & Lussi, A. (2020). Acidic beverages and foods associated with dental erosion and erosive tooth wear. *The Impact of Nutrition and Diet on Oral Health*, 28, 91–98.

Da Silva, D. L., Kochenborger, C., & Marchioro, E. M. (2009). Force degradation in orthodontic elastic chains. *Revista Odonto Ciência*, 24(3), 274–278.

de Arruda, P. C., da Matta, E. N. R., & da Silva, S. C. (2011). Influence of the Degree of Activation on the Plastic Deformation of Orthodontic Elastic Chains. *Pesquisa Brasileira Em Odontopediatria e Clínica Integrada*, 11(1), 85–90.

De Genova, D. C., McInnes-Ledoux, P., Weinberg, R., & Shaye, R. (1985). Force degradation of orthodontic elastomeric chains--a product comparison study. *American Journal of Orthodontics*, 87(5), 377–384.

Dehghani, M., Alavian, N., Noori, N., & Omidkhoda, M. (2023). The Effect of Different Soft Drinks on the Force Degradation of Conventional and Memory Orthodontic Elastic Chains: An In-Vitro Study. *Frontiers in Dentistry*, 20.

Eliades, G., Eliades, T., Brantley, W. A., & Watts, D. C. (2003). *Dental materials in vivo: aging and related phenomena*. Quintessence Chicago.

Gargate Cerna, J. R. (2019). *Elásticos en ortodoncia*.

Graber Thomas, M., Thomas, R., & Petrovic Alexandre, G. (n.d.).
Ortodoncia Dentofacial con Aparatos Funcionales. *Editorial Harcourt. Segunda Edición. Pag, 276*.

Haffajee, A. D., Yaskell, T., & Socransky, S. S. (2008). Antimicrobial effectiveness of an herbal mouthrinse compared with an essential oil and a chlorhexidine mouthrinse. *The Journal of the American Dental Association*, 139(5), 606–611.

Halimi, A., Azeroual, M.-F., Doukkali, A., El Mabrouk, K., & Zaoui, F. (2013). Elastomeric chain force decay in artificial saliva: an in vitro study. *International Orthodontics*, 11(1), 60–70.

Halimi, A., Benyahia, H., Doukkali, A., Azeroual, M.-F., & Zaoui, F. (2012). A systematic review of force decay in orthodontic elastomeric power chains. *International Orthodontics*, 10(3), 223–240.

Herrera, M. L. S., Katagiri, M. K., & Gayoso, C. Á. (2006). Estudio in-vitro del deterioro de las propiedades elásticas de las cadenas elastoméricas. *Revista Odontológica Mexicana*, 10(2), 79–82.

Huja S., & Dhuru VB. (1994). Letters to the editor. *American Journal of Orthodontist*, 106(19a).

Javanmardi, Z., & Salehi, P. (2016). Effects of Orthokin, Sensikin and Persica mouth rinses on the force degradation of elastic chains and NiTi coil springs. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 10(2), 99.

Kannan, A., Ahmed, M. A. A., Duraisamy, P., Manipal, S., & Adusumillil, P. (2014). Dental hard tissue erosion rates and soft drinks—A gender based analysis in Chennai city, India. *The Saudi Journal for Dental Research*, 5(1), 21–27.

Kapila S. (1994). Characteristics of elastomeric chains. *The Angle Orthodontist*, 64(6), 521–526.

Kochenborger, C., Silva, D. L. da, Marchioro, E. M., Vargas, D. A., & Hahn, L. (2011a). Assessment of force decay in orthodontic elastomeric chains: An in vitro study. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 16, 93–99.

Kochenborger, C., Silva, D. L. da, Marchioro, E. M., Vargas, D. A., & Hahn, L. (2011b). Assessment of force decay in orthodontic elastomeric chains: an in vitro study. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 16, 93–99.

Kokich, V. G. (2007). Ortodoncia en adultos en el siglo XXI: lineamientos para alcanzar resultados exitosos. *Rev Ateneo Argentino Odontol*, 46, 9–18.

Kumar, K., Shetty, S., Krithika, M. J., & Cyriac, B. (2014). Effect of commonly used beverage, soft drink, and mouthwash on force delivered by elastomeric chain: a comparative in vitro study. *Journal of International Oral Health: JIOH*, 6(3), 7.

Kumar, R. R., Gahlot, M., Kaur, N., & Miglani, A. (2011). Effect of aerated drinks on force decay properties of elastomeric chains: An In Vitro Study. *Orthodontic Journal of Nepal*, 1(1), 20–23.

Lu, T. C., Wang, W. N., Tarng, T. H., & Chen, J. W. (1993). Force decay of elastomeric chain—a serial study. Part II. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 104(4), 373–377.

Martins, M. M., Lima, T. A., & Soares, C. M. O. (2008). Influência do pré-estiramento nas forças geradas por elásticos ortodônticos em cadeia. *Brazilian Dental Science*, 11(3).

Martins, M. M., Mendes, Á. de M., Almeida, M. A. de O., Goldner, M. T. de A., Ramos, V. F., & Guimarães, S. de S. (2006). Estudo comparativo entre as diferentes cores de ligaduras elásticas. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, 11, 81–90.

Mayberry, D., Allen, R., Close, J., & Kinney, D. A. (1996). Effects of disinfection procedures on elastomeric ligatures. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 30(1), 49–51.

Mirhashemi, A. H., Saffarshahrudi, A., Sodagar, A., & Atai, M. (2012). Force-degradation pattern of six different orthodontic elastomeric chains. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 9(4), 204.

Morales Bermúdez, J. E., & Florez Montes, R. L. (2017). *Comparación de la fuerza elastomérica de dos tipos de cadenas de las casas comerciales Ormco®, 3M®, dentsply® y american orthodontics®, al ser sometidas a diversas longitudes de estiramiento continuo estudio in vitro.*

Morales-Pulachet, E. C., Lavado-Torres, A., & Quea-Cahuana, E. (2014). Degradación de fuerzas en cadenas elastoméricas de dos marcas diferentes. Estudio in vitro. *Kiru*, 110–114.

Morton, M. (2013). *Rubber technology*. Springer Science & Business Media.

Motta, A. F. J. da, Cury-Saramago, A. de A., & Nojima, L. I. (2011). In vitro evaluation of force delivered by elastomeric chains. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 16, 36–37.

Nanda, R. (1998). *Biomecánica en Ortodoncia clínica*. Médica Panamérica.

Park, H.-S., & Kwon, T.-G. (2004). Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *The Angle Orthodontist*, 74(5), 703–710.

Pithon, M. M., Souza, R. F., de Freitas, L. M. A., & de Souza, R. A. (2013). Mechanical properties intermaxillary latex and latex-free elastics. *Journal of the World Federation of Orthodontists*, 2(1), e15–e18.

Proffit W. (2007). Ortodoncia teorica y practica. In Proffit Willian (Ed.), *Ortodoncia teorica y practica* (2a Edición, p. 277).

Proffit, W. R., Fields, H., Larson, B., & Sarver, D. M. (2019a). *Ortodoncia contemporánea*. Elsevier Health Sciences.

Proffit, W. R., Fields, H., Larson, B., & Sarver, D. M. (2019b). *Ortodoncia contemporánea*. Elsevier Health Sciences.

Quenzer, J. P., Lucato, A. S., Vedovello, S. A. S., Valdrighi, H. C., & Vedovello Filho, M. (2015). Influence of elastic chain in the degradation of orthodontic forces-in vitro study. *Revista de Odontologia Da UNESP*, 44(6), 320–325.

Reitan, K. (1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*, 43(1), 32–45.

Ren, Y., Maltha, J. C., Van't Hof, M. A., & Kuijpers-Jagtman, A. M. (2004). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(1), 71–77.

Rock, W. P., Wilson, H. J., & Fisher, S. E. (1985). A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. *British Journal of Orthodontics*, 12(4), 202–207.

Salzmann, J. A. (1950). Principles of orthodontics. (*No Title*).

Santos, A. C. S., Tortamano, A., Naccarato, S. R. F., Dominguez-Rodriguez, G. C., & Vigorito, J. W. (2007). An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Brazilian Oral Research*, 21, 51–57.

Singh, V. P., Pokharel, P. R., Pariekh, K., Roy, D. K., Singla, A., & Biswas, K. P. (2012). Elastics in orthodontics: a review. *Health Renaissance*, 10(1), 49–56.

Stevenson, J. S., & Kusy, R. P. (1994). Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *The Angle Orthodontist*, 64(6), 455–466.

Stevenson, Jennifer S., & Robert P. Kusy. (1994). Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *The Angle Orthodontist*, 64(6), 455–466.

Stroede, C. L., Sadek, H., Navalgund, A., Kim, D.-G., Johnston, W. M., Schricker, S. R., & Brantley, W. A. (2012). Viscoelastic properties of elastomeric chains: an investigation of pigment and manufacturing effects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(3), 315–326.

Surroca, D. C., Molins, M. S., & Torrent, J. M. U. (2001). Conceptos básicos de ortodoncia (II). Indicaciones del tratamiento de la maloclusión dental. *FMC-Formación Médica Continuada En Atención Primaria*, 8(1), 3–11.

Taloumis, L. J., Smith, T. M., Hondrum, S. O., & Lorton, L. (1997). Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 111(1), 1–11.

Teixeira, L., Pereira Bdo, R., Bortoly, T. G., Brancher, J. A., Tanaka, O. M., & Guariza-Filho, O. (2008). The environmental influence of Light Coke, phosphoric acid, and citric acid on elastomeric chains. *J Contemp Dent Pract*, 9(7), 17–24.

Tuesta D, O., Bousquet, J., Meneses López, A., Williams D, F., & Adiazola Pando, M. (2000). Comportamiento de dos cadenas elastoméricas ortodóncicas en relación al tiempo de uso. *Rev. Estomatol. Hered*, 5–10.

Uribe Restrepo, G. A. (2010). Ortodoncia: teoría y clínica. *Medellín: CIB Corp. Invest. Biol.*

Von Fraunhofer, J. A., Coffelt, M. T. P., & Orbell, G. M. (1992). The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. *The Angle Orthodontist*, 62(4), 265–274.

Weinberger, B. W. (1926). Orthodontics: an historical review of its origin and evolution. (*No Title*).

Weinberger, B. W. (1936). *The contribution of orthodontia to dentistry*. Philadelphia:: SS White Dental Manufacturing Company.

Weissheimer, A., Locks, A., Menezes, L. M. de, Borgatto, A. F., & Derech, C. D. (2013). In vitro evaluation of force degradation of elastomeric chains used in orthodontics. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 18, 55–62.

Wong, A. K. (1976). Orthodontic elastic materials. *The Angle Orthodontist*, 46(2), 196–205.

Yagura, D., Baggio, P. E., Carreiro, L. S., & Takahashi, R. (2013). Deformation of elastomeric chains related to the amount and time of stretching. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 18, 136–142.

Zhang, X.-Z., Tian, F.-J., Hou, Y.-M., & Ou, Z.-H. (2015). Preparation and in vitro in vivo characterization of polyelectrolyte alginate–chitosan complex based microspheres loaded with verapamil hydrochloride for improved oral drug delivery. *Journal of Inclusion Phenomena and Macrocyclic Chemistry*, 81, 429–440.

XI. Anexos

X1.1 Hoja de recolección de datos

	A	B	C	D
1	Cuadro de los N a los 15 días			
2	Grupo	AKP	B	AO
3		7.5	7.65	6.85
4		7.75	7.9	6.95
5		7.85	7.7	6.9
6		7.8	7.9	7.15
7		7.9	8.1	7.15
8		7.95	7.75	7.4
9		8	7.65	7.5
10		8.05	7.9	7.5
11		8	7.7	7.4
12		8.2	7.75	7.55
13		8.15	8.45	7.45
14		8	7.95	7.15
15		8.3	8	7.5
16		8.15	7.8	7.2
17			8.1	7.55
18				
19	Cuadro de los N a los 30 días			
20	Grupo	AKP	B	AO
21		8.8	8.8	7.75
22		8.8	8.4	7.6
23		9	8	7.25
24		8.8	8.3	7.75
25		9.3	8.15	7.75
26		8.8	8.65	7.85
27		8.95	7.75	7.75
28		9.1	8.2	7.7
29		9.2	8.1	7.85
30		8.6	8.8	7.85
31		9.3	8.4	8.1
32		9.2	8.6	7.9
33		9.35	8.8	7.95
34		9.3	8.3	7.95
35		9.45	8.7	7.9

	A	B	C	D
1	Medidas en mm - T0			
2		AKP	B	AO
3		14.5	14	14
4		14.5	14	14
5		14.5	14	14
6		14.5	14	14
7		14.5	14	14
8		14.5	14	14
9		14.5	14	14
10		14.5	14	14
11		14.5	14	14
12		14.5	14	14
13		14.5	14	14
14		14.5	14	14
15		14.5	14	14
16		14.5	14	14
17				
18	Medidas en mm - T1			
19		AKP	B	AO
20		15	15	16.5
21		15	16.5	15.5
22		15	15	16
23		15.5	14.5	15.5
24		15	15.5	15.5
25		16	15	15
26		16	15	15
27		16	16	15.5
28		15	16	16
29		15	16	16
30		16	15	15.5
31		16	15.5	16
32		15.5	16	15.5
33		16.5	15	16
34			16.5	16
35				
36	Medidas en mm - T2			
37		AKP	B	AO
38		16	16	16
39		16.5	15	16.5
40		16	16	17.5
41		17	16	16
42		17	16	17
43		16	16	16
44		16.5	15.5	17
45		17	16	17
46		17	16	17
47		16.5	16	17.5
48		17	16	16.5
49		17	16	17
50		17	16	17
51		16.5	16	16.5
52		17	16.5	17