



Universidad Autónoma de Querétaro  
Facultad de Medicina  
Especialidad en Ortodoncia

**“EVALUACIÓN DE AGENTES PROFILÁCTICOS CON FLÚOR SOBRE LAS  
PROPIEDADES MECÁNICAS DE ARCOS DE ORTODONCIA A BASE DE  
ALEACIONES CON TITANIO”**

**Tesis**

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la  
Especialidad en Ortodoncia

**Presenta:**

C.D. María José Molina Sugrañez

**Dirigido por:**

C.D.E.O. Jesús Edgar Mandujano Pérez

## Resumen

**Introducción:** El titanio es un elemento que ha venido a incursionar en una gran gama de materiales para uso médico y ortodóntico. Se ha demostrado que el titanio posee propiedades que son biocompatibles para ser colocados en sistemas vivos y que, además, tiene una alta resistencia a la corrosión. Poseen la capacidad de formar una capa oxidativa, en un proceso llamado pasivación, lo cual le brinda precisamente la alta resistencia a la corrosión. No obstante, existen estudios donde se ha visto que el titanio, al ser expuesto al flúor o a agentes profilácticos con flúor, debido a una reacción química, pierde su capa protectora y, por ende, se corroe.

**Objetivo:** Determinar si los agentes profilácticos con flúor OrthoGard® y Crest Complete® ocasionan cambios sobre las propiedades mecánicas de los arcos de ortodoncia a base de aleaciones con titanio.

**Material y métodos:** Fue un estudio experimental *in vitro*, que incluyó 45 arcos 0.019 x 0.025” de las aleaciones Copper NiTi, NiTi y TMA, 15 arcos de cada uno. Los arcos se cortaron de su extremo distal a 35 mm y fueron sumergidos en las soluciones: agua destilada desionizada, y los agentes profilácticos OrthoGard Y Crest Complete por 1.5 horas a 36 °C. Las variables estudiadas fueron los tres tipos de aleaciones de los arcos y su resistencia a la flexión en la máquina universal de pruebas. Se realizó una prueba de flexión de tres puntos, la recolección de datos se hizo en Excel para su posterior análisis ANOVA de una vía, seguida de la post hoc de Tukey. Los resultados fueron considerados estadísticamente significativos con un valor de  $p < 0.05$ .

**Resultados:** Los arcos Copper NiTi presentaron mayor resistencia a la flexión y los arcos TMA menor resistencia a la flexión. Se obtuvo una diferencia significativa al comparar los arcos de Copper NiTi con los arcos TMA y NiTi, El agente profiláctico Crest Complete afectó de manera significativa a los arcos TMA.

**Conclusiones:** Los arcos Copper NiTi presentaron mayor resistencia a la flexión, aun siendo sumergidos en agentes profilácticos con flúor.

**(Palabras clave:** arcos de Copper NiTi, NiTi, TMA, resistencia a la flexión, flúor)

## Summary

**Introduction:** Titanium is an element that has become extremely useful for medical and orthodontic use. It has been demonstrated that titanium has certain properties that enable it to be biocompatible when placed on living tissue and not suffer corrosion. They can form an oxidative layer throughout a process called passivation, which gives it the ability to not suffer corrosion. Although they have a high resistance to corrosion, some studies have demonstrated that titanium might suffer corrosion after being exposed to fluoride or prophylactic agents due to a chemical reaction that makes them lose their oxidate layer and suffer corrosion.

**Objective:** Determine if the prophylactic agents OrthoGard® and Crest Complete® change the mechanical properties of orthodontic wires made with titanium alloys.

**Material and methods:** The present study was an experimental *in vitro* study that included 45 0.019 x 0.025" orthodontic arch wires with the alloys Copper NiTi, NiTi, and TMA, 15 of each alloy. The arches were cut 35 mm from their distal end and submerged in the solutions: distilled deionized water, OrthoGard, and Crest Complete for 1.5 hours at 36°C. The variables studied were the three types of alloys of the different arch wires and their resistance to bending in the universal testing machine. A three-point bending test was performed, the data collection was done in Excel for subsequent one-way ANOVA analysis, followed by the post hoc Tukey test. The results were obtained statistically significant with a value of  $p < 0.05$ . **Results:** Copper NiTi arch wires had the highest flexural strength and the TMA arch wires the lowest. A statistically significant difference was obtained when comparing the Copper NiTi, NiTi and TMA arch wires submerged in the different substances. **Conclusions:** Copper NiTi arch wires presented greater resistance to bending even after being exposed to prophylactic agents with fluoride.

**(Keywords:** Copper NiTi, NiTi, TMA arch wires, bending, prophylactic agents, fluoride)

## **Dedicatorias**

A la especialidad de Ortodoncia de la Universidad Autónoma de Querétaro.

A mi familia.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## **Agradecimientos**

Gracias a mi familia, a mis amigos de la especialidad, a los docentes y a la vida misma por la oportunidad de estudiar en México.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## Índice

<b>Contenido</b>	<b>Página</b>
<b>Resumen</b>	I
<b>Summary</b>	II
<b>Dedicatorias</b>	III
<b>Agradecimientos</b>	IV
<b>Índice</b>	v
<b>Índice de cuadros</b>	vi
<b>Abreviaturas y siglas</b>	VII
<b>I. Introducción</b>	1
<b>II. Antecedentes</b>	3
<b>III. Fundamentación teórica</b>	5
<b>IV. Hipótesis o supuestos</b>	7
<b>V. Objetivos</b>	8
V.1 General	8
V.2 Específicos	8
<b>VI. Material y Métodos</b>	9
VI.1 Tipo de investigación	9
VI.2 Población o unidad de análisis	9
VI.3 Muestra y tipo de muestra	9
VI.3.1 Criterios de selección	9
VI.3.2 Variables estudiadas	9
VI.4 Técnicas e instrumentos	11
VI.5 Procedimientos	11
VI.5.1 Análisis estadístico	17
<b>VII. Resultados</b>	18
<b>VIII. Discusión</b>	21
<b>IX. Conclusiones</b>	26
<b>X. Propuestas</b>	27
<b>XI. Bibliografía</b>	28
<b>XII. Anexos</b>	32

## Índice de cuadros

<b>Cuadro</b>		<b>Página</b>
VII.1	Resistencia a la flexión de arcos 0.019" x 0.025" Niti sumergidos en OrthoGard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada.	18
VII.2	Resistencia a la flexión de arcos 0.019 x 0.025" de níquel titanio. Prueba de múltiples comparaciones Tukey.	18
VII.3	Resistencia a la flexión de arcos 0.019" x 0.025" TMA sumergidos en OrthoGard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada.	19
VII.4	Resistencia a la flexión de arcos 0.019 x 0.025" de TMA. Prueba de múltiples comparaciones Tukey.	19
XII.5	Resistencia a la flexión de arcos 0.019" x 0.025" Copper Niti sumergidos en OrthoGard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada.	20
XII.6	Resistencia a la flexión de arcos 0.019 x 0.025" de Copper Niti. Prueba de múltiples comparaciones Tukey.	20
XII.7	Resistencia a la flexión de arcos 0.019" x 0.025" CuNiti sumergidos en OrthoGard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada.	32
XII.8	Resistencia a la flexión de arcos 0.019" x 0.025" TMA sumergidos en OrthoGard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada.	33
XII.9	Resistencia a la flexión de arcos 0.019" x 0.025" NiTi sumergidos en OrthoGard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada.	34

## Abreviaturas y siglas

NiTi: Níquel-Titanio

CuNiTi: Cobre Níquel Titanio

TMA: Titanio molibdeno

N: Newtons

Dirección General de Bibliotecas UAQ



## I. Introducción

El titanio es un elemento químico de símbolo Ti y número atómico 22, que ha sido ampliamente utilizado en medicina y odontología (Arango-Santander y Ramírez-Vega, 2016). Es un metal de transición no magnético de color gris plata. Este metal es considerado el cuarto metal estructural más abundante en la superficie de la Tierra y el noveno en la gama de metales industriales. No se encuentra en estado puro en la naturaleza, sino en forma de óxidos (Parr et. al., 1985). El titanio es liviano, dúctil, fuerte, más rígido y resistente que el acero; además, puede ser fundido, colado y soldado (Burstone y Goldberg, 1980).

A pesar de que el titanio ha demostrado ser un metal altamente resistente a la corrosión, es muy importante tener en cuenta que la presencia de sustancias como el flúor (el cual produce liberación de iones del titanio) en productos para la higiene oral, puede ocasionar la corrosión del titanio, lo cual incrementa la fricción entre el arco y la ranura del bracket. Esto puede disminuir la efectividad del comportamiento del material; e incluso generar fractura (Chern Lin et al., 1996).

Se ha observado corrosión en casos en que el titanio tiene una alta absorción de hidrógeno debido a un aumento exagerado en la tensión, lo cual reduce su ductilidad y su resistencia a la tracción (Yokoyama et al., 2001).

El titanio ha venido a incursionar en una amplia gama de materiales usados en ortodoncia. Las primeras aleaciones se desarrollaron para fabricar alambres de diferentes calibres. Luego se usaron en ciertos aditamentos como resortes de NiTi, micro tornillos para anclaje ortodóncicos y brackets de titanio comercialmente puro (Morais et al., 2007).

Por motivos del estudio en cuestión, de todos los aditamentos utilizados en ortodoncia con aleaciones de titanio, se hará mayor énfasis en los alambres. Las aleaciones más importantes de uso ortodóncico para la fabricación de alambres se conocen como NiTi (níquel-titanio), CuNiTi (cobre-níquel-titanio),  $\beta$ -titanio o TMA (titanio-molibdeno), entre otras (Park & Bronzino, 2000).

Una buena higiene oral es un componente importante para un tratamiento de ortodoncia exitoso. Para manejar una adecuada higiene oral, muchos ortodontistas prescriben un tratamiento diario de flúor tópico. Aunque las aleaciones con bases

de titanio tienen una alta resistencia a la corrosión debido a la formación de una capa delgada pero estable de óxido como resultado de la pasivación, se ha reportado que los agentes profilácticos con flúor causan corrosión y decoloración de los alambres de ortodoncia con base de titanio (Walker et al., 2005).

El flúor es un agente seguro y eficaz para reducir la progresión de la caries dental. La exposición al flúor puede ocasionar tanto efectos benéficos como riesgosos. El efecto benéfico se refiere a la reducción del avance de las lesiones de caries debido a un efecto fisicoquímico del flúor actuando en la activación de la precipitación de los minerales en los dientes cuando está presente en la cavidad oral. El efecto secundario resulta de la absorción sistémica de flúor y su interferencia con el proceso de mineralización del esmalte de los dientes en formación, ocasionando fluorosis. La extensión de ambos efectos está en función al grado de exposición al flúor (Maria et al., 2010).

Los agentes profilácticos con flúor pueden también afectar las propiedades mecánicas de los arcos con aleaciones de titanio. A la fecha, los efectos de los agentes profilácticos sobre las propiedades mecánicas y funcionales de los arcos para ortodoncia a base de titanio, todavía no han sido reportados (Walker et al., 2005).

Es importante reconocer que los pacientes y la población general, utilizan agentes profilácticos con ciertas partes por millón de flúor para su adecuada higiene bucal. En casos donde los pacientes están utilizando aparatología de ortodoncia, es importante que el especialista en ortodoncia sepa cuales agentes son los más recomendables que no vayan a afectar tanto en las propiedades mecánicas de los arcos a base de titanio (que son los más comúnmente utilizados). Si los arcos cambian y pierden sus características mecánicas, entonces esto puede alterar o afectar en el tiempo de tratamiento, debido a que el arco se ve afectado y no puede recuperar su forma de manera adecuada o esperada.

## II. Antecedentes

Se encontraron estudios sobre los efectos que tienen los agentes profilácticos con flúor sobre los arcos de ortodoncia a base de titanio:

Mary P. Walker et. al., (2005) hicieron una investigación cuyo objetivo era estudiar los efectos de agentes profilácticos con flúor sobre las propiedades mecánicas de arcos de ortodoncia de níquel-titanio y cobre-níquel-titanio. Utilizaron arcos preformados de NiTi y Cu-Ni-Ti y los sumergieron en un agente de flúor acidulado, un agente de flúor neutral y en agua destilada (grupo control) por 1.5 horas a 37 °C. El tiempo de 1.5 horas sería lo equivalente a 3 meses de aplicaciones diarias de un minuto de agentes de flúor tópicos. Los agentes profilácticos con flúor fueron elegidos por su disponibilidad comercial, métodos idénticos de aplicación, concentraciones de iones de flúor idénticas y diferencias en pH. Concluyeron que la superficie topográfica cualitativa de los arcos de ortodoncia de NiTi y Cu-Ni-Ti fue afectada por la exposición a agentes con altas concentraciones de flúor. Tanto el agente Phos-flur (flúor acidulado) y Prevident (flúor neutral), produjeron cambios de color y aparición de porosidades en la superficie del alambre con el aumento de la exposición de cuerpos de inclusión en la superficie de los arcos de NiTi y Cu-Ni-Ti. Phos-flur gel aparentemente ocasionó mayor degradación agresiva de la superficie en comparación a Prevident y el cambio topográfico fue más pronunciado en los especímenes de Cu-Ni-Ti, asociados a un oscurecimiento clínicamente visible de la superficie de estos arcos. Los resultados de ese estudio experimental in vitro también indicaron que después de la exposición a los geles profilácticos de flúor tópico, hubo una disminución estadísticamente significativa de las propiedades mecánicas de los arcos de NiTi. Esto puede afectar en la clínica de ortodoncia donde se utilizan arcos de NiTi al aumentar los tiempos del tratamiento de ortodoncia al perder el arco sus propiedades mecánicas.

Yokoyama et. al., (2002) efectuaron un estudio experimental in vitro donde estudiaron los efectos de la fragilidad por hidrógeno de los arcos de NiTi super elásticos al ser sumergidos en soluciones con flúor (0.2% APF). Examinaron los arcos con las pruebas de tensión y el análisis de desorción térmica del hidrógeno. Utilizaron arcos de ortodoncia comerciales de NiTi super elásticos con un diámetro

de 0.5mm y fueron recortados a especímenes de 50 mm de longitud. Los especímenes fueron pulidos y lavados ultrasónicamente con acetona por 5 minutos. Luego fueron sumergidos de manera separada en 10 ml de fluoruro de fosfato acidulado al 0.2 % y en solución acuosa con un pH de 5.0 a 37 ° C por 2 a 24 horas. La concentración del flúor fue de 900 ppm F la cual es similar a la que se utiliza en las pastas dentales. Las pruebas de tensión a los arcos fueron realizadas a temperatura ambiente en la máquina universal de pruebas después de unos pocos minutos de haber sido retirados de las soluciones. Los arcos fueron luego sumergidos en una resina epoxi y posteriormente pulidos. Después de 24 horas de haber sido retirados de la solución, se realizaron pruebas de dureza en la sección transversal desde la periferia hasta el centro del alambre en intervalos de 0.5mm. Las mediciones se hicieron bajo una carga aplicada de 0.98N por 15 segundos. Investigaron la degradación y la fractura de arcos de aleaciones de NiTi super elástico en soluciones con flúor desde el punto de vista de fragilización por hidrógeno. Concluyeron que esta aleación absorbe cantidades sustanciales de hidrógeno al 0.2% en solución acuosa. La cantidad de hidrógeno absorbido aumentaba con el tiempo de inmersión. Cuando la cantidad de hidrógeno absorbido excedía las 200 ppm, la fuerza de tensión de la aleación sumergida se redujo a su punto crítico de niveles de estrés de la transformación martensítica. Por ello, consideraron que una de las razones para la fractura del titanio y sus aleaciones en la cavidad oral era por la fragilización del hidrógeno en la solución fluorada.

### III. Fundamentación Teórica

Las propiedades únicas de super elasticidad y memoria de forma les permiten a los arcos con aleaciones de titanio transmitir una fuerza constante ideal para el movimiento dental ortodóntico. La memoria de forma y la super elasticidad de los arcos con aleaciones de níquel- titanio son atribuidas a las fases de transformación de la estructura cristalina de la forma austenítica a la forma martensítica. Esta transformación ocurre como el resultado de un cambio de temperatura o la aplicación o remoción de estrés. Cuando se remueve el estrés, las propiedades de memoria de forma permiten que la fase de transformación se revierta, y a medida que el arco regresa a su forma original, se genera el movimiento dental (Walker et al., 2005).

Las aleaciones con base de titanio tienen una resistencia corrosiva alta debido a la formación de una capa delgada y estable de óxido de titanio como resultado de la pasivación. Los agentes profilácticos de flúor pueden causar corrosión y están asociados a la decoloración en los arcos de ortodoncia a base de titanio (Walker et al., 2005).

El titanio es un elemento químico de símbolo Ti y número atómico 22. Se considera que es el cuarto metal estructural más abundante en la superficie terrestre y el noveno en la gama de metales industriales, y no se encuentra en estado puro en la naturaleza, sino en forma de óxidos (Arango y Ramírez, 2016).

Las aleaciones más importantes a base de titanio para hacer alambres de uso ortodóntico son: NiTi (níquel-titanio), TMA (titanio-molibdeno), CuNiTi (cobre-níquel-titanio), entre otras (Arango y Ramírez, 2016).

El titanio, como la mayoría de los metales, se oxida si se expone a la atmósfera. En un milisegundo, se forma una capa de 1 nanómetro de óxido que en unos minutos se convertirá en una capa de 10 nanómetros cuando el metal es expuesto a un ambiente con oxígeno. Este fenómeno se conoce como “pasivación natural”

del titanio. Esta capa de óxido ofrece una superficie biocompatible, resistente a la corrosión y es altamente resistente a la fractura durante los cambios de fuerzas aplicadas y provee un buen medio en las mecánicas ortodónticas de deslizamiento. Sin embargo, el hecho de que el titanio sufra pasivación no significa que no se pueda corroer. A veces la presencia de sustancias como el flúor en productos para la higiene oral, debe ser tomada en cuenta cuando se evalúa la efectividad de la relación arco-bracket. Debido a que se ha observado que cierto grado de aumento en la corrosión del titanio incrementa la fricción entre el arco y la ranura del bracket, esto puede disminuir la efectividad del comportamiento del material, e incluso generar fractura (Arango y Ramírez, 2016).

Dirección General de Bibliotecas UAQ

#### IV. Hipótesis

##### Hipótesis de trabajo.

Los agentes profilácticos, con flúor OrthoGard® y Crest Complete®, ocasionan cambios significativos sobre las propiedades mecánicas de los arcos de ortodoncia a base de aleaciones con titanio.

##### Hipótesis nula.

Los agentes profilácticos con flúor OrthoGard® y Crest Complete® no ocasionan cambios significativos sobre las propiedades mecánicas de los arcos de ortodoncia a base de aleaciones con titanio.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## V. Objetivos

### V.1 Objetivo general

Determinar si los agentes profilácticos con flúor OrthoGard® y Crest Complete® ocasionan cambios sobre las propiedades mecánicas de los arcos de ortodoncia a base de aleaciones con titanio.

### V.2 Objetivos específicos

- Medir cambios en las propiedades mecánicas de arcos de ortodoncia a base de aleaciones con titanio posterior a la exposición del agente profiláctico con flúor OrthoGard®.
- Medir cambios en las propiedades mecánicas de arcos de ortodoncia a base de aleaciones con titanio posterior a la exposición del agente profiláctico con flúor Crest Complete®.
- Medir cambios en las propiedades mecánicas de arcos de ortodoncia a base de aleaciones con titanio posterior a la exposición de agua destilada desionizada.
- Determinar cuál de los dos agentes profilácticos con flúor OrthoGard® y Crest Complete® ocasiona mayores cambios sobre las propiedades mecánicas de arcos de ortodoncia a base de aleaciones con titanio.



## **VI. Material y métodos**

### **VI.1 Tipo de investigación**

Estudio experimental *in-vitro*.

### **VI.2 Unidad de análisis**

Arcos 0.019 x 0.025" de Níquel titanio, Cobre níquel titanio, TMA.

### **VI.3 Muestra y tipo de muestra**

45 arcos de calibre 0.019 x 0.025" de cada tipo de aleación, es decir, 15 arcos de níquel titanio, 15 arcos de cobre níquel titanio y 15 arcos de TMA. Cada uno de estos arcos será cortado en sus extremos distales y se obtendrán dos especímenes por arco.

#### **VI.3.1 Criterios de selección**

Arcos 0.019 x 0.025" de las aleaciones níquel titanio, cobre níquel titanio y TMA, nuevos, con empaque sin defectos y que sus superficies no hayan sufrido alteraciones.

#### **VI.3.2 Variables estudiadas**

##### **Independientes**

Entre las variables independientes están: Pasta dental OrthoGard, la cual es una pasta dental que se vende de forma comercial a pacientes con aparatología de ortodoncia, es una variable cuantitativa, discreta, cuya unidad de medida son los mililitros. La pasta dental Crest Complete, la cual es una pasta dental que se vende

de forma comercial a todas las personas, es una variable cuantitativa, discreta, cuya unidad de medida son los mililitros. El agua destilada desionizada, es aquella a la que se le han extraído cationes como el sodio, el calcio, el hierro, el cobre y otros aniones tales como el carbonato, el fluoruro, el cloruro y otros, mediante un proceso de intercambio iónico; es una variable cuantitativa, discreta, cuya unidad de medida son los mililitros. El tiempo es el período determinado durante el que se realiza una acción o se desarrolla un acontecimiento, siendo una variable cuantitativa, discreta, que se mide en horas con un cronómetro. La temperatura es el grado o nivel de un cuerpo o de la atmósfera, siendo una variable cuantitativa, discreta, que se mide en grados centígrados con un termómetro.

### **Dependientes**

Entre las variables dependientes están: los arcos 0.019 x 0.025 de 27°C Copper NiTi, los cuales son alambres de composición única, de aleación de cobre, níquel y titanio que proporciona mayor resistencia a la deformación y mejor control de fuerzas de carga. Están preformados con medidas de 0.019 pulgadas de alto por 0.025 pulgadas de ancho, de 27 °C, esto de acuerdo con su temperatura austenítica final. Los arcos 0.019 x 0.025 de NiTi los cuales son alambres de níquel titanio, preformados con dimensiones de 0.019 pulgadas de alto y 0.025 pulgadas de ancho. Son super elásticos y con memoria de forma. Los arcos 0.019 x 0.025 TMA, son arcos de la aleación beta titanio y molibdeno, poseen un excelente balance de propiedades incluyendo alta elasticidad, baja rigidez, alta capacidad de ser formado y la capacidad de tener soldadura directa. Todos los arcos son variables cualitativas y con escala de medición nominal.

La resistencia a la flexión es la resistencia a la deformación que presenta un elemento estructural alargado en una dirección perpendicular a su eje longitudinal. Se evalúa hasta alcanzar 3 mm de flexión a una velocidad de 1mm/min con una máquina universal de pruebas. Es una variable cuantitativa, continua, medida en N/mm.

#### VI.4 Técnicas e instrumentos

El estudio se llevó a cabo en el período agosto-diciembre 2020 en el Laboratorio de Investigación de la Universidad Autónoma de Querétaro. Ahí se realizaron las pruebas de resistencia a la flexión en arcos 0.019 x 0.025 de las aleaciones níquel titanio de la marca Bio-Memalloy Borgatta®, cobre níquel titanio de la marca ORMCO® y TMA (titanio molibdeno) de la marca TD® sujetos a Brackets MBT slot 0.022 de la marca FDA®. El estudio se ejecutó haciendo una prueba de flexión de tres puntos de acuerdo con la especificación No. 32 de la ADA, la cual indica que este es el método estándar para la valoración de arcos utilizados en ortodoncia que no contienen metales preciosos. Se creó una base de datos en Excel para recolectar datos y luego proceder al posterior análisis de estos.

#### VI.5 Procedimientos

##### Fase 1: Elaboración de aparato para hacer la prueba.

1. Se creó una base metálica de acero inoxidable con forma de U para adherir los brackets donde se sujetaron los alambres con módulos elastoméricos. El canal de la parte de en medio se realizó para permitir que la punta de la máquina universal de pruebas entrara en contacto con el alambre y así flexionar la muestra estudiada.



Fig. 1 Aparato para hacer prueba de flexión.

2. Se sacaron de un paquete nuevo de brackets MBT slot 0.022 de la marca FDA® correspondientes a los órganos dentarios 14 y 24. Los brackets fueron extraídos con una pinza porta brackets. El bracket del órgano dentario 14 se pegó sobre el punto marcado en la columna lateral derecha de la base con cianocrilato de metilo (Krazy Kola Loka®). El bracket del órgano dentario 24 se pegó sobre el punto marcado en la columna lateral izquierda de la base con

cianocrilato de metilo. La distancia entre ambas columnas era de 11 mm y se colocaron alineados con el borde superior del dispositivo.

## Fase 2: Preparación de las muestras

1. Se obtuvieron 15 arcos superiores de ortodoncia nuevos de calibre 0.019 x 0.025 de níquel titanio de la marca Bio-Memalloy Borgatta®, 15 arcos superiores de ortodoncia nuevos de calibre 0.019 x 0.025 de cobre níquel titanio de la marca ORMCO® y 15 arcos superiores de ortodoncia nuevos de calibre 0.019 x 0.025 de TMA (titanio molibdeno) de la marca TD®.



Fig. 2 Arcos níquel titanio Bio-Memalloy.



Fig. 3 Arcos cobre níquel titanio ORMCO



Fig. 4 Arcos TMA TD

2. Los arcos se sacaron de sus bolsas y se revisaron que no tuvieran defectos de fábrica, tal como lo indicaron los criterios de inclusión.



Fig.5 Arco Bio-Memalloy nuevo



Fig. 6 Arco cobre níquel titanio ORMCO nuevo



Fig. 7 Arco TMA TD nuevo

3. Se midió sobre cada arco desde su parte distal de cada extremo 35 mm de longitud con una regla milimétrica y se marcó con un plumón indeleble. Los arcos

se cortaron justo en esa marca con una pinza de corte distal, de esta manera se realizó el mismo procedimiento en los 45 arcos, obteniendo así, los 90 especímenes. Posteriormente los especímenes se colocaron dentro de viales plásticos herméticos, rotulados para que no se confundieran entre sí.

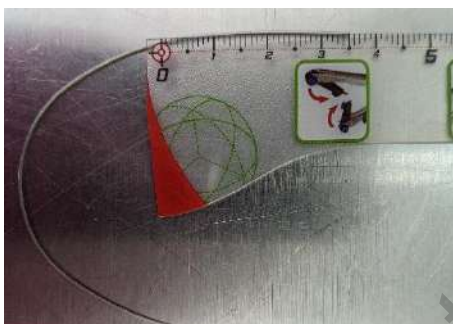


Fig. 8 Medición de 35 mm desde parte distal

### Fase 3: Preparación de los dispositivos de inmersión

1. Se utilizaron viales de plástico de 5 ml para introducir los especímenes. Se prepararon 3 viales plásticos por cada grupo de especímenes. En cada uno se colocó 5 ml de OrthoGard®, 5 ml de Crest Complete® y 5 ml de agua destilada desionizada Ecopura®.
2. Ulteriormente se colocaron 10 especímenes de arcos 0.019 x 0.025" níquel titanio marca Bio-Memalloy Borgatta® en un vial plástico de 5 ml con 5 ml de OrthoGard® a temperatura de 37°C por 1.5 horas. Se colocaron 10 especímenes de arcos 0.019 x 0.025" níquel titanio marca Bio-Memalloy Borgatta® en un vial plástico de 5 ml con 5 ml de Crest Complete® a temperatura de 37°C por 1.5 horas. Se colocaron 10 especímenes de arcos 0.019 x 0.025" níquel titanio marca Bio-Memalloy Borgatta® en un vial plástico de 5 ml con 5 ml de agua destilada desionizada Ecopura® a temperatura de 37°C por 1.5 horas.

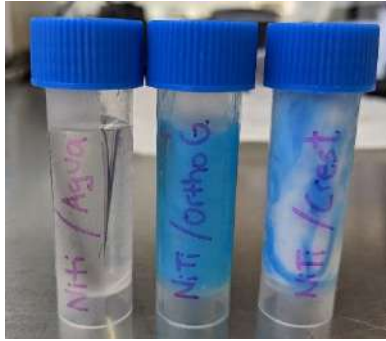


Fig. 9 Especímenes NiTi en viales de plástico de 5 ml

3. Después de que pasó el tiempo de inmersión, cada grupo de especímenes se enjuagó bien con agua destilada y posteriormente se colocaron en nuevos viales de plástico, identificados para evitar confundirse. Fueron almacenados dentro de la caja térmica donde la temperatura permanecía en 37°C.

4. Luego se colocaron 10 especímenes de arcos 0.019 x 0.025" cobre níquel titanio de 27° marca ORMCO® en un vial plástico de 5 ml con 5 ml de OrthoGard® a temperatura de 37°C por 1.5 horas. Se colocaron 10 especímenes de arcos 0.019 x 0.025" cobre níquel titanio de 27° marca ORMCO® en un vial plástico de 5 ml con 5 ml de Crest Complete® a temperatura de 37°C por 1.5 horas. Se colocaron 10 especímenes de arcos 0.019 x 0.025" cobre níquel titanio de 27° marca ORMCO® en un vial plástico de 5 ml con 5 ml de agua destilada desionizada Ecopura® a temperatura de 37°C por 1.5 horas.

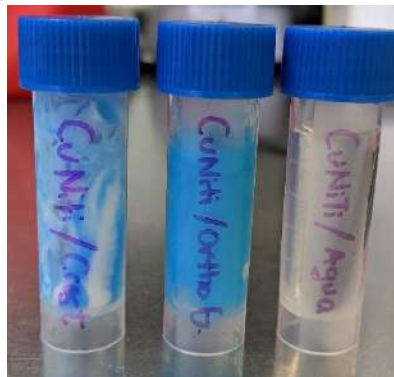


Fig. 10 Especímenes CuNiTi en viales plásticos de 5 ml

5. Después de que pasó el tiempo de inmersión, cada grupo de especímenes se enjuagó bien con agua destilada y posteriormente se colocaron en nuevos viales de

plástico, identificados para evitar confundirse. Fueron almacenados dentro de la caja térmica donde la temperatura permanecía en 37°C.

6. Por último, se colocaron 10 especímenes de arcos 0.019 x 0.025" TMA (titanio molibdeno) de la marca TD® en un vial plástico de 5 ml con 5 ml de OrthoGard® a temperatura de 37°C por 1.5 horas. Se colocaron 10 especímenes de arcos 0.019 x 0.025" TMA (titanio molibdeno) de la marca TD® en un vial plástico de 5 ml con 5 ml de Crest Complete® a temperatura de 37°C por 1.5 horas. Se colocaron 10 especímenes de arcos 0.019 x 0.025" TMA (titanio molibdeno) de la marca TD® en un vial plástico de 5 ml con 5 ml de agua destilada desionizada Ecopura® a temperatura de 37°C por 1.5 horas.



Fig. 11 Especímenes TMA en viales de plástico de 5 ml

7. Después de que pasó el tiempo de inmersión, cada grupo de especímenes se enjuagó bien con agua destilada y posteriormente se colocaron en nuevos viales de plástico, identificados para evitar confundirse. Fueron almacenados dentro de la caja térmica donde la temperatura permanecía en 37°C.

#### Fase 4: Prueba mecánica en la máquina universal de pruebas

1. La prueba mecánica se basó en la especificación número 32 de la ADA (2000) sobre alambres de ortodoncia donde indica que este es el método estándar para la evaluación de las propiedades mecánicas de arcos de ortodoncia que no contienen metales preciosos. Se eligieron los especímenes de manera aleatoria de cada grupo, 5 de ellos fueron colocados en la máquina universal de pruebas mecánicas

marca CMS Metrology Modelo WDW para hacer la prueba de flexión de 3 puntos. Se posicionó la base de acero inoxidable en la máquina de pruebas. La punta de la máquina bajó sobre el alambre en la parte media entre la distancia de los brackets del órgano dentario 14 y 24. La prueba de flexión se hizo hasta alcanzar los 3 mm de flexión a una velocidad de 1mm/min. Durante los 3 minutos que duró la prueba, se mantuvo la vigilancia de la temperatura del aire mediante el termómetro adaptado en la máquina y el foco encendido que generaba calor para mantener esa temperatura.



Fig. 12 Máquina universal de pruebas con base, termómetro y foco.

2. Las unidades de medida se registraron en N/mm, los resultados se obtuvieron en el software de la máquina de pruebas universales donde se observó la fuerza aplicada y el desplazamiento obtenido. Este procedimiento se repitió con cada uno de los especímenes elegidos de manera aleatoria de las diferentes aleaciones. Mientras se hacía la prueba en uno de los especímenes, los demás estaban conservados en la caja térmica a 37°C.



### **VI.5.1 Análisis estadístico**

Para poder comparar las diferencias en la resistencia a la flexión entre las diferentes muestras sumergidas en las diferentes sustancias, se calcularon los promedios y las desviaciones estándar para las variables estudiadas. Se efectuaron las pruebas estadísticas adecuadas para determinar la distribución de las variables y el tipo de análisis correspondiente.

Todas las variables estudiadas mostraron una distribución normal, por lo que las diferentes muestras de arcos de ortodoncia de las aleaciones descritas fueron comparadas individualmente con el análisis ANOVA de una vía, seguida de la prueba Tukey. Los resultados fueron considerados estadísticamente significativos con un valor de  $p < 0.05$ .

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## VII. Resultados

Los resultados sobre la resistencia a la flexión de los arcos 0.019 x 0.025” níquel titanio que fueron sumergidos en OrthoGard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada se muestran en la Tabla 1.

Al realizar la prueba de comparaciones múltiple Tukey (Tabla 2) podemos observar que hay diferencias estadísticamente significativas al comparar la resistencia a la flexión de arcos 0.019 x 0.025 NiTi con las diferentes sustancias de inmersión.

Tabla 1. Resistencia a la flexión de arcos 0.019” x 0.025” Niti sumergidos en OrthoGard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada.

	<b>Grupo 1 OrthoGard (n=5)</b>	<b>Grupo 2 Crest Complete (n=5)</b>	<b>Grupo 3 Agua destilada (n=5)</b>	<b>P-valor</b>
	<i>Promedio ± DE (Rango)</i>			
<b>Resistencia a la flexión (N/mm)</b>	7.18 ± 0.31 (6.78 – 7.59)	6.70 ± 0.23 (6.37 – 7.00)	7.47 ± 0.25 (7.01 – 7.64)	< 0.0026 <sup>a</sup>

DE: Desviación Estándar, <sup>a</sup> ANOVA una vía

Tabla 2. Resistencia a la flexión de arcos 0.019 x 0.025” de níquel titanio.

	<b>Significancia</b>
OrthoGard vs. Crest Complete	Si
OrthoGard vs. Agua destilada	No
Crest Complete vs. Agua destilada	Si

Prueba de múltiples comparaciones Tukey

La Tabla 3 muestra la resistencia a la flexión de arcos 0.019 x 0.025” TMA que fueron sumergidos en OrthoGard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada.

Tabla 3. Resistencia a la flexión de arcos 0.019” x 0.025” TMA sumergidos en OrthoGard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada.

	<b>Grupo 1 OrthoGard (n=5)</b>	<b>Grupo 2 Crest Complete (n=5)</b>	<b>Grupo 3 Agua destilada (n=5)</b>	<b>P-valor</b>
	<i>Promedio ± DE (Rango)</i>			
<b>Resistencia a la flexión (N/mm)</b>	7.18 ± 0.22 (6.95 – 7.03)	6.28 ± 0.06 (6.24 – 6.37)	6.3 ± 0.24 (5.81 – 6.47)	< 0.0001 <sup>a</sup>

DE: Desviación Estándar, <sup>a</sup> ANOVA una vía

Al realizar la prueba de comparaciones múltiple Tukey (Tabla 4) podemos observar que hay diferencias estadísticamente significativas al comparar la resistencia a la flexión de arcos 0.019 x 0.025” TMA con las diferentes sustancias de inmersión.

Tabla 4. Resistencia a la flexión de arcos 0.019 x 0.025” de TMA.

	Significancia
OrthoGard vs. Crest Complete	Si
OrthoGard vs. Agua destilada	Si
Crest Complete vs. Agua destilada	No

Prueba de múltiples comparaciones Tukey.

Los resultados sobre la resistencia a la flexión de los arcos 0.019 x 0.025” Copper NiTi que fueron sumergidos en Ortho Gard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada se muestran en la Tabla 5.

Tabla 5. Resistencia a la flexión de arcos 0.019” x 0.025” Copper Niti 27°C sumergidos en OrthoGard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada.

	<b>Grupo 1 OrthoGard (n=5)</b>	<b>Grupo 2 Crest Complete (n=5)</b>	<b>Grupo 3 Agua destilada (n=5)</b>	<b>P-valor</b>
	<i>Promedio ± DE (Rango)</i>			
<b>Resistencia a la flexión (N/mm)</b>	8.97 ± 0.12 (8.84 – 9.05)	8.03 ± 0.11 (7.89 – 8.14)	9.28 ± 0.20 (8.95 – 9.50)	<0.0001 <sup>a</sup>

DE: Desviación Estándar, <sup>a</sup> ANOVA una vía

Al realizar la prueba de comparaciones múltiple Tukey (Tabla 6) podemos observar que hay diferencias estadísticamente significativas al comparar la resistencia a la flexión de arcos 0.019 x 0.025” Copper Niti 27°C con las diferentes sustancias de inmersión.

Tabla 6. Resistencia a la flexión de arcos 0.019 x 0.025” de Copper Niti 27°C

	<b>Significancia</b>
OrthoGard vs. Crest Complete	Si
OrthoGard vs. Agua destilada	Si
Crest Complete vs. Agua destilada	Si

Prueba de múltiples comparaciones Tukey.

## VIII. Discusión

Las propiedades mecánicas de los arcos se evalúan generalmente por tracción, pruebas de flexión y torsión. Los especialistas en ortodoncia deben conocer muy bien las aleaciones que se utilizan para fabricar los arcos y los posibles cambios que puedan sobrellevar al entrar en contacto con la cavidad oral. Básicamente de las propiedades más importantes de los arcos es su resistencia a la corrosión y por tal motivo se utilizan comúnmente arcos de acero inoxidable o con aleaciones de titanio para evitar dicha corrosión.

En la actualidad es posible medir con precisión las fuerzas que son liberadas por los alambres fabricados con las nuevas aleaciones (Henriques et al., 2017). De esta manera se pueden comprender mejor las propiedades metalográficas y mecánicas de los arcos, al igual que la cantidad de fuerza que pueden liberar.

El procedimiento estándar para la evaluación de arcos en ortodoncia que no contienen metales preciosos es la prueba de flexión de tres puntos de acuerdo con la especificación No. 32 de la ADA. Existen dos formas para realizar la prueba: utilizando un dispositivo con los tres elementos o usando un dispositivo de simulación clínica. Como en el presente estudio se pretendía medir la resistencia a la flexión de los arcos estudiados, solamente era necesario colocar dos brackets para sujetar los dos extremos del alambre y un tercer punto, la punta de la máquina universal de pruebas. De esta manera, simulamos la prueba de flexión de tres puntos sin la necesidad de simular una arcada dental entera. El diseño del dispositivo que fue utilizado se basó en estudios previos realizados por Wilkinson et al., (2002).

En este estudio quisimos saber la resistencia a la flexión de los arcos de ortodoncia del mismo calibre, 0.019 x 0.025" pero con diferentes aleaciones de titanio. Este tipo de alambres son los usados comúnmente en etapas intermedias del tratamiento de ortodoncia y son marcas que son utilizadas bastante en la práctica clínica. En este estudio se comparó su proporción de carga/deflexión al ser sumergidos en distintas sustancias con flúor para ver si existían cambios en esa propiedad mecánica.

La mayoría de los estudios sobre alambres de ortodoncia *in vitro* estudian la fuerza que transmiten los arcos al desactivarse después de la flexión. En el presente estudio quisimos medir la fuerza necesaria para lograr flexionarlos. En un estudio realizado por Mallory et al., (2004) compararon las fuerzas que transmiten los arcos Copper NiTi y NeoSentalloy. Utilizaron agua a 37°C para sumergir los especímenes antes de realizar sus mediciones con la máquina universal de pruebas. En el presente estudio, se utilizó una incubadora a 37°C, donde los especímenes estuvieron guardados por 1.5 horas previo a las mediciones con la máquina universal de pruebas. Sus resultados son similares, pero no coincidentes con nuestro estudio, ya que en su estudio los arcos de Copper NiTi y NeoSentalloy presentaron las menores fuerzas de desactivación. En el presente estudio el arco que presentó la menor fuerza de activación fue el TMA (titanio molibdeno) y el que presentó la mayor fuerza de activación fue el Copper NiTi. Tomando en cuenta que lo que se midió en esos estudios fue la fuerza de desactivación, y no la de activación.

En este estudio se realizó la prueba de flexión/carga a temperatura de la cavidad oral, utilizando un foco que producía calor hacia la máquina universal de pruebas y se mantenía vigilancia de la temperatura con un termómetro de ambiente. Las muestras de alambre se probaron en condiciones secas, tal como lo hicieron en sus investigaciones Phermuang-ngarm y Charoemratrote (2018) y Kim et al., (2008).

Cuando el alambre se somete a una carga, ocurre un cambio anatómico de la estructura cúbica centrada austenítica a una fase intermedia romboidal (Fase R) y luego se convierte a una fase martensítica de estructura hexagonal. Durante la descarga, al alambre regresa de una fase martensítica a una austenítica, pasando de nuevo por la Fase R. Clínicamente, son las fuerzas de desactivación de los alambres las que producen los movimientos dentales ortodónticos. En otras palabras, cuando se quita el estrés, las propiedades de memoria de forma permiten que la transformación de las fases se revierta y a medida que el arco regresa a su forma original, se genera el movimiento dental. Esto lo observaron en su estudio Walker et al., (2005) al realizar pruebas de laboratorio en arcos con aleaciones de titanio, con la máquina universal de pruebas y la prueba de flexión de tres puntos. Su estudio fue similar al nuestro, porque evaluaron los efectos de los agentes profilácticos de flúor en las propiedades mecánicas de carga y descarga de fuerza

en arcos super elásticos de NiTi para uso ortodóntico. Ellos, además, examinaron los efectos sobre la superficie topográfica de los alambres.

Los agentes profilácticos de flúor utilizados en el estudio realizado por Walker et al., (2005) tenían altas concentraciones de flúor, siendo estas Phos-flur gel y Prevident 5000. En el presente estudio se utilizó Ortho Gard y Crest Complete. En ambos estudios, estos se eligieron por su accesibilidad comercial y métodos idénticos de uso. La diferencia radicaba en que Ortho Gard tiene 5000 ppm de flúor y Crest Complete 1460 ppm. Esto se hizo de esta manera para ver si al haber mayor cantidad de flúor en una de las dos sustancias, se afectaba de manera significativa en los alambres. En el presente estudio, el agente profiláctico Crest Complete (con menor ppm de flúor) afectó de manera significativa los tres tipos de arcos. Esto también puede ser debido a la presencia de fluoruro de sodio y fluoruro de hidrógeno en la pasta Crest complete. Estos compuestos ionizables de flúor pueden activar la superficie de los arcos y causar corrosión rápida. Sin embargo, no solamente las concentraciones de flúor pueden afectar el alambre, también pueden afectarlos el pH ácido de los agentes profilácticos. En el estudio de Walker et al., (2005) estudiaron lo que ocurría con los arcos super elásticos de NiTi sumergidos en los agentes profilácticos con las mismas ppm de flúor, pero diferente pH. El pH de los agentes profilácticos con flúor también puede tener influencia sobre los arcos con aleaciones de titanio. De manera general, los agentes profilácticos con flúor acidulado están diseñados para tener bajos niveles de pH (3.4-3.6), mientras que los agentes profilácticos de flúor neutro tienen un pH aproximado de 7. En el presente estudio, el agente profiláctico de Crest Complete y el agente Orthogard, presentaban un pH de 7.5. Nuestro estudio concuerda con el de Walker et al., (2005) dado que ambos agentes profilácticos con flúor afectaron de manera significativa los arcos de NiTi y Copper NiTi. Utilizaron de igual manera, el extremo distal de los arcos de ortodoncia examinados, sumergiéndolos en 2 ml de los agentes profilácticos de flúor y en agua destilada desionizada. De igual manera, los almacenaron en una incubadora a 37°C por 1.5 horas.

Al analizar los resultados, el arco que tuvo mayor resistencia a la flexión fue el de la aleación Copper NiTi sumergido en agua destilada. Esto concuerda con investigaciones previas como las de Walker et al., (2005), donde ninguno de los

agentes profilácticos de flúor afectó de manera significativa las propiedades mecánicas de los arcos Copper NiTi. Según Iijima et al., (1997), la adición de cobre es efectivo para reducir la histéresis de estrés y en mejorar la estabilidad de la super elasticidad contra cargas cíclicas. La superficie de la capa oxidativa de las aleaciones Ni-Ti-Cu-Cr en su estudio era más gruesa que las aleaciones Ni-Ti y Ni-Ti-Cr. La adición de cobre al 5% hizo que el potencial de libre corrosión de las aleaciones de Ni-Ti moverse de 50-100 mV en la dirección noble con un correspondiente incremento en el grosor de la capa oxidativa.

Por otro lado, el arco que presentó menor resistencia a la flexión fue el de la aleación TMA sumergido en Crest Complete. Esto concuerda con los estudios realizados por Watanabe & Watanabe (2003) donde observaron que los arcos de beta titanio o TMA mostraron mayor cambio de brillo al ser expuestos a agentes profilácticos con flúor, en comparación a los otros arcos de níquel titanio de su estudio. Comentan que esto puede ser debido a su alto contenido de titanio (79%). Los otros arcos con aleaciones de titanio contenían aproximadamente 50% de titanio. Ellos estudiaron los cambios en la superficie y en la estructura de los arcos de ortodoncia con base de titanio expuestos a agentes profilácticos de flúor.

El titanio y sus aleaciones son buenos candidatos para implantes dentales y ortopédicos por su alta fuerza mecánica y resistencia a la corrosión. Debido a su reactividad química elevada, el titanio forma una capa oxidada delgada y estable entre 1 ms de exposición al aire. Este fenómeno es conocido como "pasivación". El titanio y sus aleaciones son metales fácilmente pasivados por óxidos superficiales que no se quiebran bajo condiciones fisiológicas. Esta pasivación de la superficie previene mayor difusión de oxígeno, resultando en una excelente resistencia a la corrosión. Se ha visto en ciertos estudios como en el de Lausmaa & Kasemo (1985) que los iones de flúor de los agentes profilácticos causan corrosión y decoloración del titanio y sus aleaciones, particularmente cuando las superficies pasivadas del alambre se quiebran debido a la fricción mecánica entre los arcos y los brackets. De manera general, parece ser que el flúor más la mecánica de fricción, contribuyen a que los arcos sufran algún tipo de corrosión que no se observa clínicamente, pero si microscópicamente.



De manera general, las propiedades de super elasticidad y memoria de forma, permiten que los alambres con aleaciones a base de titanio transmitan una fuerza constante ideal para los movimientos dentales ortodónticos. Son efectivos para aumentar el tiempo entre citas de un tratamiento ortodóntico y para disminuir el tiempo total de tratamiento. Dichas propiedades pueden verse afectadas cuando los arcos pierden su capa oxidativa al ser expuestos a agentes profilácticos de flúor a través de una reacción química. En el presente estudio se logró observar y apreciar que los agentes profilácticos si afectan de manera significativa las propiedades mecánicas de dichos arcos. Siendo el arco más afectado el TMA (Titanio molibdeno) y el menos afectado el Copper NiTi.

## IX. Conclusiones

Los resultados de este estudio mostraron que existen diferencias estadísticamente significativas entre los tres arcos analizados y entre las sustancias en las que fueron sumergidos. Se determinó que los arcos 0.019x0.025" de la marca Copper Niti 35°C poseen la mayor resistencia a la flexión aún después de ser expuestos a agentes profilácticos con flúor.

Al comparar los arcos entre sí, se pudo observar que hubo diferencias estadísticamente significativas al comparar su resistencia a la flexión después de ser sumergidos en los agentes profilácticos. En los arcos de NiTi y Copper NiTi 27°C se observó que la resistencia a la flexión disminuyó al ser expuestos a los dos agentes profilácticos con flúor, pero en el arco TMA, el agente profiláctico OrthoGard no afectó de manera significativa esta propiedad mecánica, pero si la pasta Crest Complete.

Durante las etapas iniciales e intermedias de tratamiento de ortodoncia, los arcos con aleaciones de titanio han demostrado ser altamente efectivos debido a sus propiedades de super elasticidad y memoria de forma. De esta manera, se necesitan menor cantidad de arcos para efectuar los movimientos dentales ortodónticos y permiten además hacer movimientos constantes y ligeros entre una cita y la otra. Es importante que los ortodoncistas sepan elegir los arcos con los que van a trabajar y sus diferentes aleaciones. El arco TMA (titanio molibdeno) ha mostrado ser bastante efectivo para los tratamientos de ortodoncia, pero también puede sufrir cambios en su resistencia a la flexión al ser expuestos a agentes profilácticos con flúor.

Es necesario que este estudio sea complementado con información adicional como los cambios topográficos en la superficie y otras propiedades de los arcos para poder analizar de manera aún más exhaustiva estos cambios.

## X. Propuestas

Para poder ofrecer servicios de alta calidad en los tratamientos de ortodoncia, es de suma importancia conocer las especificaciones de los materiales que se van a utilizar. En el caso de los arcos de ortodoncia, es importante que el ortodoncista conozca muy bien las propiedades mecánicas y características que ellos presentan, al igual que los cambios que pueden generar la temperatura, el pH, agentes profilácticos, entre otros factores que se encuentran en la cavidad oral y que varía de paciente a paciente.

Además, pueden existir variaciones de los componentes de las aleaciones tanto entre cada fabricante como dentro de la producción de uno solo. Sabemos que existen márgenes de error y ciertas fallas que pueden ocurrir durante la fabricación de alambres u otros materiales para ortodoncia. En el estudio, la investigación pudo haber incluido tres marcas de un solo fabricante o la misma marca con diferentes lotes de producción. También sería muy interesante que se hicieran pruebas con tres fabricantes distintos para ver si existen diferencias en el proceso de elaboración de los alambres. Los arcos y las aleaciones que se eligieron pueden ser también de diferentes casas comerciales y todas pueden reaccionar de manera diferente, por tal motivo, sería ideal realizar más estudios.

Es importante que los ortodoncistas también les enseñen a sus pacientes a tener una buena higiene oral y a recomendarles productos que no causen mayores daños en las propiedades mecánicas de los arcos de ortodoncia pero que a la vez, puedan prevenir el desarrollo de enfermedades como caries dental o gingivitis. También podrían recomendar pastas dentales que no contengan flúor durante el tratamiento de ortodoncia. Considero que deberían de hacerse más estudios con diferentes agentes profilácticos y también donde se estudien otras propiedades de los arcos además de su resistencia a la flexión.

## XI. Bibliografía

Arango-Santander, S., & Ramírez-Vega, C. (2016). Titanio: aspectos del material para uso en ortodoncia. *Revista Nacional de Odontología*, 12(23), 63–71.

Bidwell, J. (2018). Fluoride mouthrinses for preventing dental caries in children and adolescents. *Public Health Nursing*, 35(1), 85–87.

Biermann, M. C., Berzins, D. W., & Bradley, T. G. (2007). Thermal analysis of as-received and clinically retrieved copper-nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthodontist*, 77(3), 499–503.

Brantley, W. A., Guo, W., Clark, W. A. T., & Iijima, M. (2008). Microstructural studies of 35 °C Copper Ni-Ti orthodontic wire and TEM confirmation of low-temperature martensite transformation. *Dental Materials*, 24(2), 204–210.

Chern Lin, J. H., Lo, S. J., & Ju, C. P. (1996). Biocorrosion study of titanium-nickel alloys. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23(2), 129–134.

Council, A. D. A., & Scientific, O. N. (2003). Titanium applications in dentistry. *Journal of the American Dental Association*, 134(3), 347–349.

Flor López, S. de la. (2005). Simulación numérica y correlación experimental de las propiedades mecánicas en las aleaciones con memoria de forma. *TDX (Tesis Doctorals En Xarxa)*, 13–49.

Geiger, A. M., Gorelick, L., Gwinnett, A. J., & Benson, B. J. (1992). Reducing white spot lesions in orthodontic populations with fluoride rinsing. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 101(5), 403–407.

Gil, F. J., & Planell, J. A. (1999). Effect of copper addition on the superelastic

behavior of Ni-Ti shape memory alloys for orthodontic applications. *Journal of Biomedical Materials Research*, 48(5), 682–688.

Goldberg, J., & Burstone, C. J. (1979). An Evaluation of Beta Titanium Alloys for Use in Orthodontic Appliances. *Journal of Dental Research*, 58(2), 593–599.

Henriques, J. F. C., Higa, R. H., Semenara, N. T., Janson, G., Fernandes, T. M. F., & Sathler, R. (2017). Evaluation of deflection forces of orthodontic wires with different ligation types. *Brazilian Oral Research*, 31, e49.

Huang, H. H. (2005). Variation in corrosion resistance of Nickel-titanium wires from different manufacturers. *Angle Orthodontist*, 75(4), 661–665.

Johnson, E. (2003). Relative stiffness of beta titanium archwires. *Angle Orthodontist*, 73(3), 259–269.

Kusy, R. P., & Wilson, T. W. (1990). Dynamic mechanical properties of straight titanium alloy arch wires. *Dental Materials*, 6(4), 228–236.

Kusy, Robert P. (1997). A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. *Angle Orthodontist*, Vol. 67, pp. 197–208.

Lausmaa, J., Kasemo, B., & Hansson, S. (1985). Accelerated oxide growth on titanium implants during autoclaving caused by fluorine contamination. *Biomaterials*, 6(1), 23–27.

Maganzini, A. L., Wong, A. M., & Ahmed, M. K. (2010). Forces of various nickel titanium closed coil springs. *Angle Orthodontist*, 80(1), 182–187.

Mallory, D. C., English, J. D., Powers, J. M., Brantley, W. A., & Bussa, H. I. (2004). Force-deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(1), 110–112.

Maria, L., Tenuta, A., Carlos, J., Silvio, N., Myaki, I., & Martins Paiva, S. (2010). *Uso de fluoruros 8 capítulo. 57–66. MINISTÉRIO DA SAÚDE Brasília – DF 2009.* (2009).

Morais, L. S., Serra, G. G., Muller, C. A., Andrade, L. R., Palermo, E. F. A., Elias, C. N., & Meyers, M. (2007). Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: Immediate loading and metal ion release. *Acta Biomaterialia*, 3(3 SPEC. ISS.), 331–339.

Park, J. B., & Bronzino, J. D. (2000). *CRC Handbook of Chemistry and Physics: A Ready-Reference Book of Chemical and Physical Data. Biologic Biomaterials: Tissue-Derived Biomaterials (Collagen).*

Pun, D. K., & Berzins, D. W. (2008). Corrosion behavior of shape memory, superelastic, and nonsuperelastic nickel-titanium-based orthodontic wires at various temperatures. *Dental Materials*, 24(2), 221–227.

Phermsang-ngarm P., Charoemratrote C. 2018. Comparison of the load-deflection characteristics of 0.012" heat-activated, superelastic and bent superelastic nickel titanium wires. *Orthod. Waves*. 77(3):169–75.

Santoro, M., Nicolay, O. F., & Cangialosi, T. J. (2001). Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(6), 587–593.

Thompson, S. A. (2000). *IEJ 2000 33(4) 297-310 An overview of NiTi alloys used in de. 44(0), 14.*

Türkkahraman, H., Sayin, M. Ö., Bozkurt, F. Y., Yetkin, Z., Kaya, S., & Önal, S. (2005). Archwire ligation techniques, microbial colonization, and periodontal status in orthodontically treated patients. *Angle Orthodontist*, 75(2), 231–236.

Verstrynge, A., Van Humbeeck, J., & Willems, G. (2006). In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(4), 460–470.

Walker, M. P., White, R. J., & Kula, K. S. (2005). Effect of fluoride prophylactic agents on the mechanical properties of nickel-titanium-based orthodontic wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(6), 662–669.

Walsh, T., Worthington, H. V., Glenny, A. M., Marinho, V. C. C., & Jeronicic, A. (2019). Fluoride toothpastes of different concentrations for preventing dental caries. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2019(3).

Watanabe, I., & Watanabe, E. (2003). Surface changes induced by fluoride prophylactic agents on titanium-based orthodontic wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(6), 653–656.

Wilkinson, P. D., Dysart, P. S., Hood, J. A. A., & Herbison, G. P. (2002). Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 121(5), 483–495.

Yokoyama, K., Hamada, K., Moriyama, K., & Asaoka, K. (2001). Degradation and fracture of Ni-Ti superelastic wire in an oral cavity. *Biomaterials*, 22(16), 2257–2262.

## XII. Anexos

### XII.1 Hoja de recolección de datos

Tabla 7

Resistencia a la flexión de arcos 0.019" x 0.025" CuNiti sumergidos en OrthoGard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada.

Arco	Agente de inmersión	Tiempo (s)	Temperatura (°C)	Carga (N)	Desplazamiento (mm)	Resistencia a la flexión (N/mm)
1	OrthoGard	179.5	37.5	27.3	3.01	9.069767442
2	OrthoGard	180	36.1	27.35	3.02	9.056291391
3	OrthoGard	180.1	35.9	26.7	3.02	8.841059603
4	OrthoGard	180.1	36.1	27.35	3.02	9.056291391
5	OrthoGard	180.1	36.3	26.7	3.02	8.841059603
6	Crest	180.1	35.9	24.5	3.02	8.112582781
7	Crest	179.8	36.1	24.6	3.02	8.145695364
8	Crest	180	36.1	23.95	3.02	7.930463449
9	Crest	179.9	36.2	24.5	3.02	8.112582781
10	Crest	179.5	36.3	23.75	3.01	7.890365449
11	Agua	179.6	36.4	28.35	3.01	9.418604651
12	Agua	180.2	36.5	28.7	3.02	9.503311358
13	Agua	180.2	36.4	27.9	3.02	9.238410596
14	Agua	180.2	36.5	28.1	3.02	9.304635762
15	Agua	180.1	35.4	27.05	3.02	8.956953642



Tabla 8

Resistencia a la flexión de arcos 0.019” x 0.025” TMA sumergidos en OrthoGard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada.

Arco	Agente de inmersión	Tiempo (s)	Temperatura (°C)	Carga (N)	Desplazamiento (mm)	Resistencia a la flexión (N/mm)
1	OrthoGard	179.6	37	21.15	3.01	7.026578073
2	OrthoGard	180.3	37.1	21.7	3.03	7.161716172
3	OrthoGard	180.3	37.5	20.55	3.03	6.782178218
4	OrthoGard	180.2	37.5	23	3.03	7.590759076
5	OrthoGard	180	37.9	22.3	3.02	7.38410596
6	Crest	180.1	36.5	20.1	3.02	6.655629139
7	Crest	180.9	36.8	20.3	3.04	6.677631579
8	Crest	179.4	37.1	21.1	3.01	7.009966777
9	Crest	179.5	37.2	20.55	3.01	6.827242525
10	Crest	179.9	37	19.25	3.02	6.374172185
11	Agua	179.9	35.7	22.9	3.02	7.582781457
12	Agua	179.8	36.5	21.2	3.02	7.01986755
13	Agua	180.4	36.8	22.85	3.03	7.541254125
14	Agua	179.5	37.4	23	3.01	7.641196013
15	Agua	179.5	36	22.8	3.01	7.574750831

Tabla 9

Resistencia a la flexión de arcos 0.019" x 0.025" NiTi sumergidos en OrthoGard®, Crest Complete® y agua destilada desionizada.

Arco	Agente de inmersión	Tiempo (s)	Temperatura (°C)	Carga (N)	Desplazamiento (mm)	Resistencia a la flexión (N/mm)
1	OrthoGard	181	36.3	21.4	3.04	7.039473684
2	OrthoGard	180.1	36.2	22.1	3.02	7.317880795
3	OrthoGard	179.8	36.7	21.45	3.02	7.102649007
4	OrthoGard	180.1	36.8	21	3.02	6.953642384
5	OrthoGard	180.2	36.2	22.7	3.02	7.516556291
6	Crest	180.1	36	18.9	3.02	6.258278146
7	Crest	180.1	35.8	18.85	3.02	6.241721854
8	Crest	180.1	35.9	19.15	3.02	6.341059603
9	Crest	179.9	36.3	19.25	3.02	6.374172185
10	Crest	180.1	36.6	18.75	3.02	6.208609272
11	Agua	180.1	35.9	19.55	3.02	6.473509934
12	Agua	180.1	36.3	18.85	3.02	6.241721854
13	Agua	180.2	36	18.85	3.03	6.221122112
14	Agua	179.6	35.7	18.85	3.01	6.262458472
15	Agua	180	35.9	17.55	3.02	5.811258278