



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Ortodoncia



“RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE ARCOS 0.019” X 0.025” NÍQUEL-TITANIO EN
BRACKETS DE AUTOLIGADO CCO.”

Tesis

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

Presenta:

C.D. Nadia Eunice Vite Sáenz

Dirigido por:

C.D.E.O. Gissela del Sagrario Serrano Hernández

Centro Universitario, Querétaro, Qro.

Abril 2021

México



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Ortodoncia



“RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE ARCOS 0.019” X 0.025” NIQUEL-TITANIO EN
BRACKETS DE AUTOLIGADO CCO.”

Tesis

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

Presenta:

C.D. Nadia Eunice Vite Saenz

Dirigido por:

Dra. Gissela del Sagrario Serrano Hernández

C.D.E.O. Gissela del Sagrario Serrano Hernández
Presidente

C.D.E.O. Rosa María Vargas Zepeda
Secretario

Dra. en C. Aidé Terán Alcocer
Vocal

C.D.E.O. Omar Editson Amador Reséndiz
Suplente

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez
Suplente

Centro Universitario, Querétaro, Qro.

Abril 2021

México

Resumen

Introducción: En Ortodoncia necesitamos fuerzas ligeras y continuas para realizar los movimientos, estas fuerzas provienen de alambres y elásticos en su mayoría. Las aleaciones de los arcos tienen un módulo de elasticidad que no cambia, si este es alto, los alambres son más rígidos, como el acero inoxidable, si es bajo, son más flexibles como el níquel-titanio. El módulo de elasticidad está asociado directamente a la carga requerida para la flexión: proporción de carga-deflexión. En el tratamiento ortodóntico se utilizan distintos arcos, ejemplo de estos son los arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio; actualmente hay varias marcas comerciales en el mercado, sin embargo, hay muy poca información acerca de sus propiedades, específicamente de su resistencia a la flexión, lo cual es necesario para poder cumplir eficazmente con el tratamiento de ortodoncia. **Objetivo:** Determinar cuál arco 0.019"x 0.025" de níquel-titanio BioForce, NeoSentallooy o Copper NiTi, resiste más a la flexión en brackets de autoligado CCO. **Material y métodos:** Se realizó un estudio experimental *in-vitro*, el universo estuvo constituido por arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio BioForce (GAC), NeoSentallooy (GAC) y Copper NiTi de 35° (ORMCO). La muestra fue de 60 arcos divididos en grupos de 20 arcos de cada marca. Las variables estudiadas fueron las tres marcas de arcos y la resistencia a la flexión. 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 del test 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 BioForce fueron los menos rígidos. Se obtuvo una diferencia estadísticamente significativa al comparar los arcos Copper NiTi con los BioForce y estos con los NeoSentallooy; no siendo así al comparar los Copper NiTi con los NeoSentallooy. **Conclusiones:** Los arcos Copper NiTi presentaron mayor resistencia a la flexión que los arcos NeoSentallooy y los BioForce con diferencias estadísticamente significativas.

(Palabras clave: arcos de NiTi, flexión, Copper NiTi, BioForce, NeoSentallooy)

Summary

Introduction: In Orthodontics we need light and continuous forces to make movements, these forces come from archwires and elastics mostly. The alloys of the wires have a modulus of elasticity that does not change, if it is high, the wires are more rigid, like stainless steel, if it is low, they are more flexible like nickel-titanium. The modulus of elasticity is directly associated with the load required for bending: the load-deflection ratio. Different archwires are used in orthodontic treatment, an example of which is 0.019" x 0.025" nickel-titanium archwires; Currently there are several commercial brands on the market, however, there is very little information about their properties, specifically their resistance to bending, which is necessary to be able to comply effectively with orthodontic treatment. **Objective:** To determine which 0.019 "x 0.025" nickel-titanium BioForce, NeoSentalloy or Copper NiTi archwire is more resistant to bending in self-ligating CCO brackets. **Material and methods:** An experimental in-vitro study was performed, the universe was made up of 0.019" x 0.025" archwires of nickel-titanium BioForce (GAC), NeoSentalloy (GAC) and 35° Copper NiTi (ORMCO). The sample consisted of 60 archwires divided into groups of 20 archwires of each brand. The variables studied were the three archwire marks and the resistance to bending. A three-point bending test was performed, the data collection was done in Excel for subsequent one-way ANOVA analysis, followed by the Tukey test. The results were obtained statistically significant with value of $p < 0.05$. **Results:** Copper NiTi archwires had the highest flexural strength and BioForce archwires were the least rigid. A statistically significant difference was obtained when comparing the Copper NiTi archwires with the BioForce and these with the NeoSentalloy; not being so when comparing the Copper NiTi with the NeoSentalloy. **Conclusions:** Copper NiTi archwires presented greater resistance to bending than NeoSentalloy and BioForce archwires with statistically significant differences.

(**Keywords:** NiTi archwires, bending, Copper NiTi, BioForce, NeoSentalloy)

Dedicatorias

A la memoria de mi mamá, que siempre será mi motivación, mi inspiración y mi mayor ejemplo de amor, fortaleza, perseverancia e inteligencia.

A mi papá y hermano, por el amor, la confianza y el apoyo incondicional para lograr cada uno de mis sueños.

A mis abuelos y Alma, por todo su cariño y ayuda.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

Agradecimientos

A mi directora de tesis, Dra. Gissela del Sagrario Serrano Hernández por compartirme sus conocimientos y acompañarme a lo largo de este estudio.

Al Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez, quien participó en el asesoramiento de la metodología de este proyecto, así como en el área de laboratorio. Gracias por su tiempo y por compartirme su amplia experiencia en el campo de la investigación.

A todos mis maestros en la UAQ, por estar siempre en la mejor disposición de enseñar y resolver nuestras dudas.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por el apoyo económico otorgado para la realización de esta investigación.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

Índice

Contenido	Página
Resumen	i
Summary	ii
Dedicatorias	iii
Agradecimientos	iv
Índice	v
Índice de cuadros	vi
Abreviaturas y siglas	vii
I. Introducción	1
II. Antecedentes/estado del arte	3
III. Fundamentación teórica	6
IV. Hipótesis o supuestos	14
V. Objetivos	15
V.1 General	15
V.2 Específicos	15
VI. Material y métodos	16
VI.1 Tipo de investigación	16
VI.2 Población o unidad de análisis	16
VI.3 Muestra y tipo de muestra	16
VI.3.1 Criterios de selección	16
VI.3.2 Variables estudiadas	17
VI.4 Técnicas e instrumentos	18
VI.5 Procedimientos	18
VI.5.1 Análisis estadístico	21
VII. Resultados	22
VIII. Discusión	24
IX. Conclusiones	29
X. Propuestas	30
XI. Bibliografía	31
XII. Anexos	34

Índice de cuadros

Cuadro		Página
VII.1	Resistencia a la flexión de arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio en brackets de autoligado CCO.	22
VII.2	Comparación de la resistencia a la flexión de arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio en brackets de autoligado CCO.	23
XII.3	Resistencia a la flexión de arcos 0.019" x 0.025" Copper NiTi de níquel-titanio en brackets de autoligado CCO.	34
XII.4	Resistencia a la flexión de arcos 0.019" x 0.025" NeoSentalloy de níquel-titanio en brackets de autoligado CCO.	34
XII.5	Resistencia a la flexión de arcos 0.019" x 0.025" BioForce de níquel-titanio en brackets de autoligado CCO.	34

Abreviaturas y siglas

NiTi: Níquel-Titanio

CuNiTi: Cobre-Níquel-Titanio

N: Newtons

Dirección General de Bibliotecas UAQ

I. Introducción

En Ortodoncia necesitamos de fuerzas ligeras y continuas para poder realizar los movimientos dentales, estas fuerzas provienen de alambres y elásticos en su mayoría. Para poder cumplir eficazmente con todos los objetivos de nuestro tratamiento, debemos conocer todas las propiedades que tienen los distintos materiales y sistemas que usamos en la práctica clínica, para así poder elegir el que más se adapte a las necesidades específicas de cada paciente.

La fabricación de materiales en Ortodoncia, está enfocada en que estos nos proporcionen fuerzas ideales, se disminuya la necesidad de monitorear al paciente muy seguido y así, los intervalos entre citas puedan ser más largos. El alcanzar estos objetivos depende en gran medida de las propiedades mecánicas de los arcos ortodóncicos utilizados en el tratamiento (Pandis y Bourauel, 2010).

Kapila y Sachdeva (1989) sugieren que el arco de ortodoncia ideal debe combinar baja rigidez, buena formabilidad, alto almacenamiento de energía y gran recuperación elástica. También se agregó la biocompatibilidad, baja fricción superficial y capacidad de soldarse. Se ha demostrado que una baja proporción de carga-deflexión en un alambre de ortodoncia, da fuerzas deseables y buen control de magnitud de las fuerzas (Iijima et al., 2008).

Las aleaciones de níquel-titanio fueron desarrolladas a principios de los 60s en Estados Unidos en el Naval Ordnance Laboratory (Kusy, 1997). Reportaron que esta aleación tenía una propiedad única, la memoria de forma, fenómeno que ocurre en la aleación que es suave y que puede cambiar fácilmente de forma cuando se somete a baja temperatura, pero que, al calentarla a una adecuada temperatura de transición, puede recobrar fácilmente su forma original (Miura et al., 1986). Fue hasta 1970 que Andreasen introdujo la nueva aleación a la Ortodoncia (Kusy, 2002).

Comparados con los materiales comunes de arcos de ortodoncia, los NiTi exhiben un módulo de elasticidad más bajo, lo cual es muy útil durante las etapas tempranas de la terapia con aparatos fijos (Prymak et al., 2004). Estas aleaciones de níquel-titanio han sido

muy usadas en Ortodoncia por sus beneficiosas propiedades mecánicas, por ejemplo, su superelasticidad (Miura, 1986), y porque entregan fuerzas levemente, comparado con los otros tipos de alambre metálico (Brantley et al., 2008).

En ortodoncia se utilizan distintos tipos de arcos dentales, hay una amplia variedad de tamaños, grosores y materiales, un ejemplo de estos son los arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio; actualmente hay varias marcas comerciales en el mercado, sin embargo, hay muy poca información acerca de sus propiedades, específicamente de la resistencia a la flexión que presentan cada uno de ellos, lo cual es sumamente necesario para poder cumplir eficazmente con el tratamiento de ortodoncia. Es por esto que se quiso determinar cuál arco 0.019" x 0.025" de níquel-titanio BioForce, NeoSentalloy o Copper NiTi, resiste más a la flexión en brackets de autoligado CCO.

Aunque se sabe que los arcos de ortodoncia que se investigaron no poseen las mismas propiedades, es de gran interés el saber el comportamiento de cada uno de estos, debido a que son los arcos que más se utilizan en la mecánica de trabajo de ortodoncia. Por lo que se piensa que, mediante esta investigación, se facilite la mejor elección del alambre ortodóncico para las necesidades de cada paciente y así lograr mejores resultados en los tratamientos, pues del arco depende gran parte su éxito.

Dada la amplia variedad de tipos de arcos, materiales, diámetros y fabricantes, es necesario conocer sus características para mejorar su aplicación en los tratamientos ortodóncicos. Por lo tanto, este trabajo tuvo como objetivo estudiar uno de los factores que influye en la eficiencia del tratamiento: las fuerzas que pueden flexionar a un arco de ortodoncia de uso rutinario en la clínica, asociado a brackets de autoligado.

II. Antecedentes

Phermsang-ngarm y Charoemratrote (2018) estudiaron la fuerza de desactivación después de la flexión, para esto realizaron una comparación en gráficas de carga/deflexión de arcos NiTi de 0.012” de 3 tipos: arcos termoactivados, arcos superelásticos y arcos superelásticos doblados a 1, 2 y 3 mm. Para esto, realizaron una prueba de flexión de tres puntos en la máquina de pruebas universal, aplicaron una carga de 10 N a una velocidad de 1 mm/min a 37°, logrando una flexión de 1, 2, 3 y 4 mm, centrándose en la fuerza de desactivación a 0.5 mm después de la deflexión. Para obtener sus muestras, ellos tomaron la parte distal de cada arco, con una medida de 6 cm. Obtuvieron que los arcos NiTi superelásticos doblados producen fuerzas más ligeras que los arcos de NiTi superelásticos y los NiTi termoactivos, estos mismos arcos exhibieron una gráfica de carga/deflexión no lineal a 1 mm de deflexión, no siendo así para los arcos sin dobleces; la histéresis se observó después de 2, 3 y 4 mm de deflexión en todos los grupos de arcos. Después de cualquier deflexión, los arcos NiTi doblados producen fuerzas más ligeras a 0.5 mm después de la desactivación que los arcos NiTi termoactivos y superelásticos. Por lo que el estudio determina que doblar un arco NiTi cerca de un diente desplazado, aplicando una flexión de hasta 1 mm puede producir una fuerza de desactivación más ligera y activa que nos será de mucha ayuda para nivelar los dientes severamente desplazados.

También se realizó un estudio (Higa et al., 2016) en el cual evaluaron las fuerzas de deflexión en arcos de 0.019” x 0.025” de diferentes materiales en brackets convencionales, en brackets de autoligado activo y autoligado pasivo; registraron la fuerza entregada después de flexionar el arco a 0.5 mm, 0.8 mm y 1 mm. Ellos usaron una fuerza de 10 N a una velocidad de 2 mm/min en la máquina de pruebas universal. Los resultados obtenidos demostraron que los arcos NiTi probados en brackets convencionales liberaron fuerzas significativamente menores, seguidas de los brackets de autoligado activo y los pasivos. Independientemente de qué bracket usaron, en las activaciones, los arcos Morelli TM mostraron fuerzas significativamente mayores que las otras marcas comerciales. Obtuvieron los mismos resultados en los arcos de CuNiTi. De acuerdo a los sistemas de brackets, obtuvieron que hay fuerzas más bajas en los brackets convencionales, seguidas de los

brackets de autoligado activo y después los pasivos, por lo que se deduce que los sistemas de brackets proporcionan diferentes grados de fuerza de deflexión.

Se realizó una investigación que incluyó arcos ortodóncicos de 0.019" x 0.025" de NiTi convencional y NiTi termoactivo de marcas comerciales brasileñas, donde evaluaron la proporción de carga/deflexión en ambos tipos de arcos y las compararon. Como resultado obtuvieron que en los arcos NiTi convencionales, la proporción más baja de carga/deflexión fue encontrada en los arcos Unitek 3M, seguido de los ORMCO, luego los Morelli y al final los Abzil. Respecto a los arcos de NiTi termoactivos, la proporción de carga/deflexión más baja fue encontrada en los ORMCO, seguido de Unitek 3M, Abzil y Morelli. Al comparar las proporciones de carga/deflexión entre ambos tipos de arcos, el trabajo reveló que los arcos termoactivos tienen la menor proporción de carga/deflexión, sin embargo, a los 2 mm de deflexión, esta fue muy parecida en ambos tipos de arcos (Schemann et al., 2012).

En 2017 se realizó un estudio cuyo objetivo fue evaluar las fuerzas de deflexión en arcos de ortodoncia de diferentes aleaciones, enganchados en brackets convencionales utilizando diferentes tipos de ligadura. Los arcos utilizados fueron de acero inoxidable, de NiTi superelástico y NiTi termoactivado; las ligaduras usadas fueron: metálica, módulos elásticos y módulos elásticos en forma de 8. Para hacer esta prueba, usaron un dispositivo de simulación clínica especial, el bloque que representaba el incisivo central derecho se movió bucolingualmente 0.5 y 1 mm con la máquina de prueba universal Instron, a una velocidad constante de 2 mm/min, y registraron las fuerzas liberadas por los arcos. Como resultado, el módulo elástico mostró valores de fuerza menores, mientras que el módulo elástico en 8 y la ligadura metálica mostraron fuerzas similares. La ligadura metálica exhibió un incremento de la fuerza de acuerdo al incremento de la deflexión. Según este estudio, para obtener fuerzas más ligeras, se recomienda usar un arco NiTi termoactivo con ligadura elástica, y usar un arco de acero con ligadura en 8 o metálica cuando deseamos obtener fuerzas mayores (Henriques et al., 2017).

Un estudio in vitro comparó el comportamiento de fuerza/deflexión de 6 arcos ortodóncicos de NiTi superelásticos de 0.016" x 0.022". Los arcos probados fueron de las marcas NeoSentalloy y Copper NiTi. Ellos usaron un dispositivo de simulación del maxilar

superior, y su muestra fue de 10 arcos enganchados en brackets de autoligado pasivo. Ellos midieron las desactivaciones de los arcos, activándolos a tres distancias (5, 4 y 3 mm), y pusieron el dispositivo en agua a temperatura de 37°C. Registraron las desactivaciones al llegar a las deflexiones de 2.5, 2 y 1.5 mm. Sus resultados fueron que los arcos Copper NiTi de 40° y el NeoSentalloy de 80 g eran similares y poseían las menores fuerzas de desactivación. También encontraron al clasificar los arcos, que hubo una disminución significativa de la fuerza cuando se aumentó la distancia de activación del alambre (Mallory et al., 2004).

Se publicó un artículo original llamado “El efecto a corto plazo de los cambios de temperatura en arcos superelásticos de níquel-titanio activados en la flexión ortodóntica”, en donde compararon el efecto del enfriamiento o calentamiento de los arcos, a corto plazo, sobre la fuerza de flexión ejercida por estos. La prueba se hizo en arcos de níquel-titanio, usando dos alambres superelásticos rectangulares (NeoSentalloy y Copper NiTi) y uno convencional (Nitinol) en flexión a 37°. Se analizaron las muestras durante la fase de activación y la desactivación. Se mantuvieron a tensión constante y se midió la fuerza de flexión continuamente mientras estos se sometían a agua fría (10°) o caliente (80°), esto para simular cuando el paciente ingiere alimentos fríos o calientes durante una comida. El alambre convencional se vio afectado por un breve enfriamiento o calentamiento, independientemente de la fase de activación. En contraste, los arcos superelásticos se vieron fuertemente afectados por la aplicación a corto plazo de agua fría o caliente. Cuando se probó en la fase de activación, el efecto del calentamiento fue transitorio, mientras que los arcos siguieron ejerciendo fuerzas de flexión por debajo de la línea de base después de la aplicación a corto plazo de agua fría. Cuando se probó en la fase de desactivación, el efecto del enfriamiento fue transitorio, mientras que los arcos ejercieron fuerzas de flexión suprabasales después de una aplicación a corto plazo de agua caliente. El efecto de los cambios de temperatura a corto plazo en la rigidez a la flexión de los arcos superelásticos de níquel titanio depende de la fase de flexión. El enfriamiento indujo efectos transitorios en un arco en su fase de desactivación, pero efectos prolongados cuando el arco se probó en la fase de activación. Por el contrario, el efecto del calentamiento a corto plazo fue transitorio cuando el arco se probó en la fase de desactivación (Meling y Odegaard, 2001).

III. Fundamentación teórica

En ortodoncia, lo ideal es ejercer fuerzas ligeras y continuas para obtener un movimiento dental controlado (Higa et al., 2016). Los arcos ortodóncicos son los responsables de producir la fuerza que hará estos movimientos, por lo tanto, deben poder aplicar fuerzas ideales (Schemann et al., 2012).

Kapila y Sachdeva (1989) sugieren que el arco de ortodoncia ideal debe combinar baja rigidez, buena conformabilidad, alto almacenamiento de energía, biocompatibilidad, baja fricción superficial, tener capacidad para soldarse y una gran recuperación elástica. Se deben tener en cuenta varios factores y características a la hora de elegir los arcos ortodóncicos: su espesor, forma de la sección transversal, composición de la aleación metálica, distancia interbracket, tipo de ligadura, tamaño del bracket, curvatura del arco dental, fricción entre el alambre y el bracket, y la relación tensión-presión en cualquier punto, lo que se denomina módulo de elasticidad (Schemann et al., 2012).

Las aleaciones tienen un módulo de elasticidad que no cambia, no importa que el material cambie de forma o tamaño. Si el módulo de elasticidad de la aleación es alto, los alambres son más rígidos, como el acero inoxidable. Si es bajo, son más flexibles como el níquel-titanio. El módulo de elasticidad está asociado directamente a la carga requerida para la deflexión en los alambres ortodóncicos, que se llama: proporción de carga/deflexión. Entre mayor sea el módulo de elasticidad de un alambre, mayor será su proporción de carga/deflexión y, por lo tanto, su rigidez. Como el módulo de elasticidad de las aleaciones ortodóncicas no puede ser manipulado para dar mayor flexibilidad, primero debemos conocer la proporción de carga/deflexión del material para así poder elegir el mejor arco ortodóncico para cada fase del tratamiento (Schemann et al., 2012).

Entonces, la rigidez o tasa de carga/deflexión es la magnitud de la fuerza suministrada por un aparato y es proporcional al módulo de elasticidad. Una baja proporción de carga/deflexión, brinda la capacidad de aplicar fuerzas más bajas y constantes a lo largo del tiempo a medida que el aparato experimenta la desactivación, y también aporta una mayor facilidad y precisión al aplicar una fuerza determinada (Kapila y Sachdeva, 1989).

Actualmente, el ortodoncista puede seleccionar, entre todos los tipos de arcos disponibles, el que mejor se adapte a las demandas de una situación clínica particular. La selección de un tamaño de arco y un tipo de aleación adecuado, beneficiará un tratamiento óptimo y dará resultados predecibles. Por lo tanto, el ortodoncista debe estar familiarizado con las propiedades mecánicas y las aplicaciones clínicas relevantes de esas propiedades para los arcos (Kapila y Sachdeva, 1989).

Hasta la década de 1930, los únicos alambres de ortodoncia disponibles estaban hechos de oro, hasta que se introdujo el acero inoxidable austenítico con mejores propiedades para los arcos ortodóncicos (Kapila y Sachdeva, 1989). Esta nueva aleación fue por mucho tiempo el material elegido para hacer los arcos de ortodoncia, hasta que fueron introducidas nuevas aleaciones metálicas para mejorar las necesidades de los ortodoncistas en sus tratamientos. Las propiedades particulares de estas nuevas aleaciones, permiten que se usen en diferentes etapas del tratamiento de ortodoncia, reemplazando a los arcos de acero que antes se usaban. Además, los protocolos de tratamiento que utilizan las nuevas aleaciones pueden acortar el tiempo de la terapia (Henriques et al., 2017).

Las aleaciones con Titanio en su composición, para hacer alambres de uso ortodóncico más importantes son: NiTi (níquel- titanio), β - titanio o TMA (titanio-molibdeno), CuNiTi (cobre-níquel-titanio), entre otras (Arango y Ramírez, 2016).

Las aleaciones de níquel-titanio fueron desarrolladas a principios de los 60s por el Laboratorio de Ordenanzas Navales (NOL) en Silver Springs Maryland, en Estados Unidos. Ellos estaban estudiando nuevas aleaciones que mostraban el efecto de memoria de forma, cuando encontraron que una de esas aleaciones, la de níquel-titanio, mostraba muy buenas propiedades (Kusy, 1997). Al hacer el descubrimiento del NiTi, reportaron que esta aleación tenía una propiedad especial, la memoria de forma, la cual es un fenómeno que ocurre en una aleación que es suave y que puede cambiar fácilmente de forma al someterla a baja temperatura, pero que, al calentarla a una adecuada temperatura de transición, puede recobrar fácilmente su forma original (Miura et al., 1986).

Para utilizar la propiedad de memoria de forma, primero se debe colocar el alambre en la forma deseada y sostenerlo mientras se somete a un tratamiento térmico a alta

temperatura. Cuando el alambre se enfría a temperatura ambiente, puede deformarse dentro de ciertos límites, al calentarse a su temperatura de transición única, “recuerda” su forma y vuelve a su configuración original (Andreasen y Morrow, 1978).

Otra explicación del efecto de memoria de forma, también llamado memoria martensita, se puede describir así: un objeto a baja temperatura, en la condición martensita, cuando es deformado y después se le retira la fuerza, recupera su forma original al calentarse. El proceso de recuperar su forma original está asociado con la transformación inversa de la fase martensítica deformada a una fase de temperatura más alta (Wayman, 1980). En el estado martensítico, la aleación NiTi es difícil de deformar aplicando tensión, al eliminar la carga sobre este, la deformación persistirá lo cual le da la apariencia de una deformación plástica; pero al calentarse, se transformará a un estado austenítico y recuperará su forma original (Sandoval et al., 2012).

Los arcos de ortodoncia de níquel-titanio son muy populares para uso clínico porque tienen el menor suministro de fuerza (el cual es proporcional al módulo elástico para la geometría del alambre dada) de los cuatro principales arcos metálicos usados (Sandoval et al., 2012). Esto es especialmente útil en las etapas tempranas de la terapia con aparatos fijos (Prymak et al., 2004), pues son ampliamente usados en la fase inicial de alineación en los tratamientos ortodóncicos debido a su memoria de forma, superelasticidad, biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, y bajo módulo elástico que los lleva a una baja relación de carga/deflexión y a un amplio rango de trabajo elástico que hace que entreguen niveles de fuerza deseados y proporcionan un buen control de magnitud de fuerza (Phermsang-ngarm y Charoemratrote, 2018). Los arcos de níquel-titanio, proporcionan una fuerza ortodóncica óptima, ligera y continua (Iijima et al., 2008).

Las propiedades de los arcos de ortodoncia de NiTi dependen de la proporción y características de las tres fases microestructurales: NiTi austenítico (austenita), NiTi martensítico (martensita) y la fase R intermedia (Iijima et al., 2008).

- La fase martensita o pasiva con estructura monoclinica hexagonal desordenada, ocurre a bajas temperaturas y altas tensiones.

- La fase austenita o activa, con estructura molecular cúbica, ocurre a altas temperaturas y bajas tensiones; aquí la aleación es más rígida.

- La fase intermedia o fase R, con estructura romboédrica, está entre la fase martensita y austenita, y está favorecida por la presencia de precipitados y dislocaciones, que son esperadas en las microestructuras de los alambres NiTi (Brantley et al., 2008).

Cuando la aleación es enfriada a través del rango de transformación por temperatura, ocurren cambios grandes en el límite elástico, rigidez y resistencia eléctrica. La transición entre las dos fases se llama transformación martensítica y es la responsable del efecto de memoria de forma. Esta transformación se da por los cambios que hay en la red cristalina del material (Bartzela et al., 2007). Esta provoca cambios en las propiedades físicas de la aleación. En la transformación no se observan cambios macroscópicos, a menos que se le aplique una fuerza externa pues la aleación es más dúctil en la fase martensítica (Brantley et al., 2008; Arango y Ramírez, 2016). La transformación entonces, puede ocurrir por cambios de temperatura o aplicación de tensión (Meling y Odegaard, 2001).

Los alambres NiTi están disponibles como productos superelásticos y no superelásticos, así como productos que tienen una verdadera memoria de forma en el entorno oral (Iijima et al., 2008). Se pueden clasificar en tres grupos de acuerdo a su comportamiento:

- Aleación martensítica estabilizada: sin memoria de forma ni superelasticidad, pues al fabricarlo, se creó una estructura martensítica estable. No genera fuerzas continuas.

- Aleación martensítica activa: tiene memoria de forma empleando la termoplasticidad. Presenta transformación entre temperaturas del cuerpo y del ambiente. Genera fuerzas continuas y ligeras.

- Aleación austenítica activa: presenta transformación martensítica inducida por esfuerzo, se transforma en respuesta a la deformación mecánica o al aumento de tensión (comportamiento superelástico). Su temperatura de transformación es por debajo de la temperatura ambiente (Waters, 1992; Kusy, 1997; Phermsang-ngarm y Charoemratrote, 2018).

Hay entonces, dos tipos principales de arcos NiTi. Los arcos superelásticos que experimentan una transformación a la fase martensítica (aleación austenítica activa) en respuesta a la deformación mecánica o aumento del estrés denominado transformación martensítica inducida por estrés; y los arcos NiTi activados por calor, que en la fase martensítica exhiben el efecto de memoria de forma si son calentados por encima de su rango de temperatura de transición y revierten de la fase martensítica a la austenítica, esto puede ocurrir a temperaturas orales normales (Phermsang-ngarm y Charoemratrote, 2018).

El comportamiento mecánico conocido como superelasticidad en la literatura sobre materiales de ortodoncia, se denomina pseudoelasticidad en la literatura sobre materiales de ingeniería (Iijima et al., 2008). Las propiedades que tienen los arcos superelásticos son mejores en los arcos de níquel-titanio termoactivados, estos arcos tienen un efecto de memoria de forma inducido por el calor (Waters, 1992). A temperatura ambiente, el alambre es maleable y puede encajar fácilmente en brackets pegados a dientes en muy mala posición. A temperatura corporal, la proporción austenita en el arco aumenta junto con su rigidez, haciendo que el arco recupere su forma original. El alcance de este efecto depende del rango de temperatura de transición, que puede definirse específicamente modificando la composición de la aleación o mediante un tratamiento térmico adecuado durante su manufactura (Henriques et al., 2017).

El NiTi activado por calor ha sido probado y alentado a ser utilizado como un arco de nivelación inicial debido a que genera fuerzas ligeras. Al considerar el diámetro del arco, al duplicar el diámetro, la fuerza se incrementa 8 veces y la elasticidad disminuye en un factor de 16 y el rango disminuirá en un factor de 2 y viceversa. Por lo tanto, con un diámetro reducido, la fuerza de desactivación reducirá (Phermsang-ngarm y Charoemratrote, 2018).

Los arcos de NiTi activados por calor ofrecen la ventaja de producir fuerza relativamente baja en comparación con los arcos de NiTi superelástico, aplicando el mismo diámetro y deflexión (Phermsang-ngarm y Charoemratrote, 2018).

Con respecto a la historia de las aleaciones de NiTi en ortodoncia, en 1970 Andreasen introdujo en la profesión las primeras aleaciones ortodóncicas de níquel-titanio en una proporción de 50/50. En 1974, Unitek licenció la patente y ofreció una aleación martensítica estabilizada que no exhibía el efecto de memoria de forma ni superelasticidad, pero tenía un alto módulo de elasticidad y gran rango de trabajo para deflexionar el alambre (Kusy, 2002). Se conoció como Nitinol, y se basó en la investigación original de Buehler. El nombre Nitinol es un acrónimo derivado de los elementos que componen la aleación, níquel y titanio, y nol por el Naval Ordnance Laboratory, lugar donde se creó (Andreasen y Morrow, 1978). El Nitinol ganó más aceptación clínica por su alta recuperación elástica y su baja rigidez, en lugar de por sus características térmicas (Burstone et al., 1985). Una de sus desventajas fueron la poca capacidad de conformación y unión (Kapila y Sachdeva, 1989). Esa falta de conformabilidad fue su gran limitante, especialmente cuando los arcos se rompían. Actualmente, su fragilidad inicial ha sido rectificada, aunque su falta de conformabilidad persiste (Kusy, 1997).

En 1986, se ofrecieron dos aleaciones superelásticas, el NiTi Japonés y el NiTi Chino. Estas son aleaciones austeníticas activas que forman martensita inducida por tensión (Kusy, 2002). El NiTi Chino es conveniente si se requiere baja rigidez y gran deflexión (Burstone et al., 1985), es austenítico a temperatura oral, debido a que su rango de transición de temperatura es más bajo que la temperatura oral y no muestra propiedades termoelásticas puras durante las aplicaciones clínicas (Santoro et al., 2001). El NiTi japonés posee las tres propiedades: excelente recuperación elástica, memoria de forma y superelasticidad. Este responde a cambios a temperatura oral. (Ejemplos: Sentalloy, NeoSentalloy) (Miura et al., 1986). A principios de la década de 1990, se introduce NeoSentalloy, como una verdadera aleación martensítica activa que sufre un efecto de memoria de forma aprovechando el efecto pseudoelástico durante su formación y el efecto termoelástico durante su recuperación (Kusy, 2002).

En 1994, se introducen 3 productos de NiTi con cobre, que también tienen Cromo y muestra el efecto de memoria de forma en 27°C, 35°C y 40°C (Kusy, 2002). Los arcos CuNiTi tipo I superelásticos, se activan a los 27°C, se pueden utilizar para pacientes con alto umbral del dolor y periodonto sano; los tipo II termoactivos a los 35°C, generando fuerzas

ligeras, para pacientes con periodonto normal y con umbral del dolor normal; tipo III termoactivos a los 40°C, estos generan un movimiento dental activo intermitentemente pues se vuelven rígidos solo a altas temperaturas y son para pacientes con bajo umbral del dolor o con problemas periodontales moderados o severos (Sandoval et al., 2012). De acuerdo al fabricante, al agregarle cobre, los arcos obtienen propiedades más termoactivas que los arcos NiTi superelásticos y permiten la adquisición de un sistema óptimo de fuerzas con un control más preciso del movimiento dentario (Higa et al., 2016). También ayuda a precisar su temperatura de trabajo (Sandoval et al., 2012) y hace que aumente su resistencia corrosiva (Bartzela et al., 2007).

Estudios recientes han revelado que los alambres NiTi cobre contra los NiTi tradicionales no tienen diferencia significativa en el efecto de aliviar el apiñamiento dentario (Pandis y Bourauel., 2010), así como también el uso de los arcos de cobre-níquel-titanio resultó en pocas diferencias cuando se comparó la respuesta clínica que estos ofrecen en comparación de los NiTi tradicionales (Biermann et al., 2007).

Elegir el mejor protocolo de tratamiento para los pacientes, con resultados eficientes y sin causar daño a los pacientes, asegura el éxito del tratamiento. Aunque la elección correcta de los arcos es muy importante, se sabe que la fricción entre el alambre y el bracket, y entre el alambre y el sistema de ligadura puede afectar negativamente a la fuerza liberada en los dientes del paciente, disminuyéndola así (Higa et al., 2016). El movimiento de los dientes puede ocurrir cuando las fuerzas aplicadas superan adecuadamente la fricción en la interfaz de la ranura del bracket con el arco. Por lo tanto, es esencial tener en cuenta la fricción entre el bracket y el arco de alambre en el movimiento de los dientes, de modo que se pueda aplicar la fuerza adecuada para obtener un movimiento dental adecuado y una respuesta biológica óptima (Kim et al., 2008).

Actualmente en Ortodoncia, se ha vuelto común el uso de brackets de autoligado. Este es un sistema de brackets sin ligaduras, con un dispositivo mecánico integrado en el mismo bracket para cerrar su ranura (Kim et al., 2008). Se han sugerido para reemplazar los métodos de ligadura convencional y para aumentar la eficiencia clínica. Sus principales ventajas también son el constante enganche del arco durante el tratamiento de ortodoncia y

la eliminación de la necesidad de visitas frecuentes al ortodoncista para reemplazar las ligaduras (Pandis y Bourauel, 2010). Los fabricantes señalan una gran ventaja al usar este sistema, la baja fricción que ofrecen, creando así una mejor mecánica de deslizamiento (Higa et al., 2016).

De acuerdo a la presión que el sistema aplica sobre el arco ortodónico, se pueden dividir a los sistemas de brackets de autoligado en:

- Activos: cuando el sistema presiona al alambre dentro del slot.
- Pasivo: cuando el sistema permite la libertad del alambre dentro del slot.

Dependiendo de la presión que el sistema de autoligado aplique sobre el alambre, es posible obtener fricción más alta o más baja, lo que puede cambiar la cantidad de fuerza liberada para el movimiento en ortodoncia. En sistemas activos, la fricción es mayor (Higa et al., 2016).

IV. Hipótesis

Hipótesis de trabajo.

El arco 0.019" x 0.025" de níquel-titanio BioForce resiste más a la flexión en brackets de autoligado CCO, comparado con los arcos NeoSentalloy y Copper NiTi.

Hipótesis nula.

El arco 0.019" x 0.025" de níquel-titanio NeoSentalloy resiste más a la flexión en brackets de autoligado CCO, comparado con los arcos BioForce y Copper NiTi.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

V. Objetivos

V.1 Objetivo general

Establecer la diferencia del grado de resistencia a la flexión entre los arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio BioForce, NeoSentalloy o Copper NiTi, en brackets de autoligado CCO.

V.2 Objetivos específicos

- Medir la resistencia a la flexión del arco BioForce 0.019" x 0.025" en brackets de autoligado CCO.
- Medir la resistencia a la flexión del arco NeoSentalloy 0.019" x 0.025" en brackets de autoligado CCO.
- Medir la resistencia a la flexión del arco Copper NiTi de 35° 0.019" x 0.025" en brackets de autoligado CCO.
- Comparar la resistencia a la flexión de los arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio BioForce, NeoSentalloy y Copper NiTi de 35° en brackets de autoligado CCO.

VI. Material y métodos

VI.1 Tipo de investigación

Estudio experimental *in-vitro*.

VI.2 Unidad de análisis

Arcos maxilares 0.019" x 0.025" de níquel-titanio BioForce (GAC), NeoSentalloy 200 g (GAC) y Copper NiTi de 35° (ORMCO).

VI.3 Muestra y tipo de muestra

60 arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio divididos en grupos de: 20 arcos BioForce (GAC), 20 NeoSentalloy 200 g (GAC) y 20 Copper NiTi de 35° (ORMCO).

VI.3.1 Criterios de selección

Arcos 0.019" x 0.025" (BioForce (GAC), NeoSentalloy 200 g (GAC) y Copper NiTi de 35°C (ORMCO)) nuevos, con empaque sin defectos y que tengan su superficie sin alteraciones.

VI.3.2 Variables estudiadas

Independientes

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Arcos 0.019” x 0.025” BioForce (GAC).	Alambre de níquel-titanio preformado con medidas de 0.019” de alto por 0.025” de ancho, muy elástico, se activa con calor corporal y tiene fuerzas suaves para anteriores y se va incrementando en posteriores.	----	Cualitativa	Nominal	----
Arcos 0.019” x 0.025” NeoSentalloy 200 g (GAC).	Alambre de níquel-titanio preformado con medidas de 0.019” de alto por 0.025” de ancho, superelásticos, activados con calor corporal, con memoria de forma.	----	Cualitativa	Nominal	----
Arcos 0.019” x 0.025” de 35° Copper NiTi (ORMCO).	Alambre de composición única de aleación de Cobre, Níquel y Titanio que proporciona mayor resistencia a la deformación y mejor control de fuerzas de carga, preformado con medidas de 0.019” de alto por 0.025” de ancho, de 35° esto de acuerdo a su temperatura austenítica final.	----	Cualitativa	Nominal	----

Dependiente

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Resistencia a la flexión	Resistencia a la deformación que presenta un elemento estructural alargado en una dirección perpendicular a su eje longitudinal.	Evaluada hasta alcanzar 3 mm de flexión a una velocidad de 1mm/min con una máquina universal de pruebas.	Cuantitativa	Continua	N/mm

VI.4 Técnicas e instrumentos

El estudio se llevó a cabo en el periodo agosto-diciembre del 2020 en el Laboratorio de Investigación Odontológica Multidisciplinaria de la Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Querétaro, en donde se realizaron las pruebas de resistencia a la flexión en arcos 0.019” x 0.025” de níquel-titanio de las marcas Copper NiTi (ORMCO), BioForce (GAC) y NeoSentalloy (GAC), en brackets de Autoligado CCO. El estudio se realizó haciendo una prueba de flexión de tres puntos de acuerdo a la especificación No. 32 de la ADA, la cual indica que este es el método estándar para la evaluación de arcos en ortodoncia que no contienen metales preciosos. La recolección de datos se llevó a cabo en una base de Excel para su posterior análisis.

VI.5 Procedimientos

Preparación del dispositivo.

Se creó una base de acero inoxidable con forma de U, el canal de en medio del cubo se realizó para permitir que la punta de la máquina de pruebas universal bajara en esa zona y así pudiera flexionar la muestra de arco estudiada.



Fig. 1. Dispositivo para hacer la prueba de flexión.

Se extrajeron del paquete de brackets de autoligado activo slot 0.022” del Sistema CCO marca “In-Ovation R” de GAC, los brackets correspondientes a los órganos dentarios 14 y 15 (primer y segundo premolar superior derecho) y se revisaron que estuvieran en buenas condiciones. Después, estos se pegaron con cianoacrilato (Krazy Kola Loka) a la base de acero inoxidable conservando una distancia entre ellos de 11 mm y quedando alineados con el borde superior del dispositivo (Fig. 1).

Preparación de las muestras.

Se obtuvieron 10 arcos superiores de ortodoncia de 0.019” x 0.025” de níquel-titanio BioForce (GAC), 10 arcos NeoSentalloy (GAC) y 10 arcos Copper NiTi 35° (ORMCO). Se

sacaron de sus bolsas y se revisaron para descartar los que tuvieran algún defecto, dejando aquellos que cumplieran con los criterios de inclusión.

Sobre cada arco, se midieron 40 mm de longitud con una regla milimétrica de plástico, iniciando por la parte distal de cada lado de los arcos, marcando con un plumón indeleble la medida. Se cortaron los arcos con una pinza de corte sobre las marcas, obteniendo así dos muestras por cada arco (Fig. 2).



Fig. 2. Preparación de las muestras.

Se guardaron las muestras de arcos en recipientes de plástico para muestras de laboratorio, separándolas por marcas y rotulándolas para diferenciarlas.

Se calentó agua destilada en un recipiente de vidrio sobre la parrilla eléctrica hasta obtener una temperatura de 37° C, el agua se vertió en 3 recipientes de plástico, debidamente rotulados con cada una de las marcas analizadas y se introdujeron todas las muestras de cada marca en su recipiente correspondiente. Estos recipientes fueron introducidos en la incubadora de laboratorio para mantenerlos a una temperatura constante de 37° C.

Preparación de la máquina de pruebas universal.

Se colocó el foco en el socket de la extensión eléctrica, y se pegó con cinta adhesiva a la máquina universal, de manera que, al conectarlo a la luz eléctrica, emanara calor hacia donde realizamos la prueba. También se colocó un termómetro ambiental cerca de esa zona para registrar la temperatura lograda (Fig. 3).

Se colocó una punta en la máquina de pruebas universal que nos permitió hacer la flexión en cada una de las muestras de arco ortodóncico, se configuró el sistema para permitir una flexión de 1 mm por minuto.

Realización de la prueba.

Se colocó la base de acero inoxidable en la máquina de pruebas universal para hacer una prueba de flexión de tres puntos, esto de acuerdo a la especificación No. 32 de la ADA, donde indica que este es el método estándar para la evaluación de arcos en ortodoncia que no contienen metales preciosos.

Se prendió el foco para que empezara a generar calor, una vez que se llegó a la temperatura de $37^{\circ} \pm 2^{\circ} \text{C}$, se sacó de la incubadora una muestra de arco de la primera marca a examinar y se introdujo en los brackets de autoligado CCO pegados en la base de acero inoxidable, asegurándonos que las compuertas de los brackets estuvieran bien cerradas y que la muestra de arco estuviera centrada en los brackets. Se centró este dispositivo en la máquina para que la punta bajara en la parte media entre la distancia de los brackets y se inició la prueba de flexión de 3 puntos.

La velocidad programada de la máquina de pruebas fue de 1 mm/min, por lo que la prueba duró 3 minutos para permitir una flexión de 3 mm. Se revisó durante toda la prueba, que la temperatura siguiera constante a $37^{\circ} \pm 2^{\circ} \text{C}$, controlando el foco para aumentar o disminuir la temperatura (Fig. 4).



Fig. 3. Máquina de pruebas universal con el dispositivo, termómetro y foco.



Fig. 4. Termómetro ambiental a $37^{\circ} \pm 2^{\circ} \text{C}$.

Así se fue realizando con cada una de las muestras de cada marca de arcos ortodóncicos y se fueron anotando los valores obtenidos en una bitácora, las unidades de medida para la resistencia a la flexión se registraron en N/mm (Fig. 5).

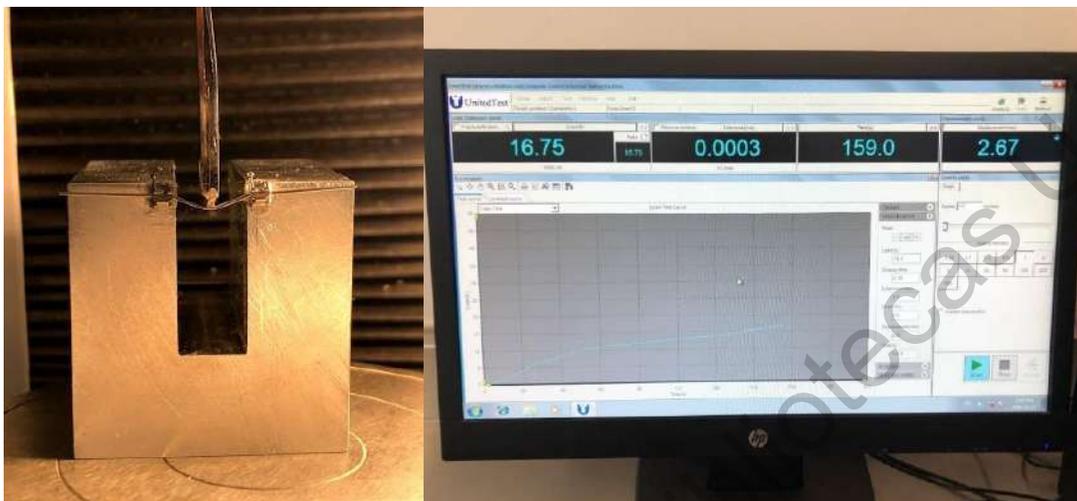


Fig. 5. Prueba de flexión y su registro en el software de la máquina de pruebas universal.

VI.5.1 Análisis estadístico

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

Todas las variables mostraron una distribución normal, por lo que las distintas muestras de arcos ortodóncicos fueron comparadas individualmente con el análisis ANOVA de una vía, seguida del test Tukey. Los resultados fueron considerados estadísticamente significativos con un valor de $p < 0.05$.

VII. Resultados

Las medidas registradas al hacer la prueba se muestran en las tablas 3 a 5 que se encuentran en los anexos de este trabajo, están divididas de acuerdo a la marca comercial que fue probada. En las tablas se observa la carga que fue recibida, el tiempo que duró la prueba, el desplazamiento obtenido y la resistencia a la flexión que cada muestra de arco presentó.

En la tabla 1 se muestran los promedios y desviaciones estándar de la resistencia a la flexión que presentaron los arcos de 0.019" x 0.025" de níquel-titanio en brackets de autoligado CCO de cada marca. Al compararlos, el análisis ANOVA mostró que existen diferencias estadísticamente significativas entre ellos.

Los arcos Copper NiTi presentaron mayor resistencia a la flexión, con un promedio de 6.40 N/mm, siguiendo los arcos NeoSentalloy con un promedio de 6.35 N/mm y al final los arcos BioForce con 6.02 N/mm.

Al hacer la prueba de comparaciones múltiple Tukey (Tabla 2) podemos observar que hay diferencias estadísticamente significativas al comparar los arcos Copper NiTi con el BioForce y este con el NeoSentalloy. No siendo así al comparar los arcos Copper NiTi con los arcos NeoSentalloy.

Tabla 1. Resistencia a la flexión de arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio en brackets de autoligado CCO.

	Grupo 1 Copper NiTi^a (n=20)	Grupo 2 NeoSentalloy (n=20)	Grupo 3 BioForce (n=20)	P-valor
	<i>Promedio ± DE (Rango)</i>			
Resistencia a la flexión (N/mm)	6.40 ± 0.23 (5.99 - 7.10)	6.35 ± 0.19 (5.87 - 6.78)	6.02 ± 0.28 (5.44 - 6.56)	<0.0001

^aArcos Copper NiTi 35°C

Tabla 2. Comparación de la resistencia a la flexión de arcos 0.019” x 0.025” de níquel-titanio en brackets de autoligado CCO. *

	Significancia
Copper NiTi vs. NeoSentalloy	No
Copper NiTi vs. BioForce	Si
NeoSentalloy vs. BioForce	Si

*ANOVA de dos vías y prueba de múltiples comparaciones post hoc Tukey

Dirección General de Bibliotecas UAQ

VIII. Discusión

A pesar de la introducción de nuevas aleaciones metálicas para la fabricación de arcos de ortodoncia, aún no hay un arco con todas las cualidades necesarias para todas las etapas del tratamiento de ortodoncia. Por lo tanto, es necesaria una comprensión clara de las propiedades de cada arco, para poder elegir el adecuado para cada etapa particular en el tratamiento. Las propiedades mecánicas de los arcos se evalúan generalmente por tracción, pruebas de flexión y torsión.

Actualmente, es posible medir con precisión las fuerzas liberadas por los alambres fabricados con las nuevas aleaciones (Henriques et al., 2017), lo que permite comprender mejor sus propiedades metalográficas y mecánicas, y la cantidad de fuerza que pueden liberar durante la nivelación y alineación.

En algunos estudios previos, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los alambres que se comparan, esto podría deberse a la dificultad en años anteriores de medir fuerzas en entornos de laboratorio (Kapila y Sachdeva, 1989). En la práctica clínica, evaluar la cantidad de fuerza que resisten o entregan los arcos, es aún más difícil, sin embargo, el realizar estas pruebas in vitro, nos pueden proporcionar una base para poder compararlos.

Por lo cual, en este trabajo se quiso saber una de las propiedades más importantes a tomar en cuenta para elegir un arco ortodóncico, su resistencia a la flexión. Esto se llevó a cabo en los alambres usados comúnmente en etapas intermedias del tratamiento de ortodoncia, con las marcas más utilizadas en nuestra práctica clínica. Este estudio demostró y comparó cuál es su rigidez y proporción de carga/flexión.

Podemos entender a la rigidez como la relación que hay entre la fuerza aplicada y la deflexión provocada. Un alambre es más rígido cuando es necesario aplicarle una mayor cantidad de fuerza que a otro para provocar la misma deflexión o deformación. En el estudio se encontró que los arcos Copper NiTi de 35°C son los más rígidos, comparándolos con los arcos NeoSentalloy y los BioForce; aunque entre los arcos Copper NiTi y NeoSentalloy no hay diferencias significativas. El arco que presentó la menor resistencia a la flexión, con

diferencias estadísticamente significativas, fue el BioForce, esto se puede deber a que, al tener diferentes niveles de fuerza a lo largo de todo el arco, tenga más control sobre los niveles de fuerza que entrega y presente un módulo de elasticidad más bajo, incluso en su sección más posterior, que es dónde presenta la mayor resistencia a la flexión.

Si bien la mayoría de estudios actualmente evalúan la fuerza que entregan los arcos al desactivarse después de la flexión, con este trabajo quisimos medir la fuerza que se necesita para lograr flexionarlos.

El método estándar para la evaluación de arcos en ortodoncia que no contienen metales preciosos es la prueba de flexión de tres puntos, esto de acuerdo a la especificación No. 32 de la ADA. Hay básicamente dos formas de hacer esta prueba: usando un dispositivo con los tres elementos o usando un dispositivo de simulación clínica. Hay pruebas que se enfocan directamente en el sistema ortodóncico y otras que solo les interesa analizar y evaluar las propiedades biomecánicas y físicas de los arcos. Como el objetivo de nuestra investigación era ver las características y propiedades solamente de los arcos de NiTi, y compararlos, escogimos hacer la prueba de tres puntos con un dispositivo donde solo usamos dos brackets y el arco, pues no consideramos necesario simular toda la arcada dental. El dispositivo empleado está basado en estudios previos que lo emplearon (Bartzela, 2007; Phermasang-ngarm y Charoemratrote, 2018; Figueirêdo et al., 2012). Sin embargo, al usar un dispositivo de simulación clínica de toda la arcada dental como el de Mullins et al., (1996), se podrían obtener resultados similares; en ese estudio, ellos investigaron 3 arcos NeoSentalloy de diferentes fuerzas y un arco BioForce, obteniendo como resultado que el arco BioForce fue el arco más flexible, con valores similares al NeoSentalloy de 100 g, esto concuerda con nuestro estudio al reportar que el arco BioForce es el arco más flexible comparado con el NeoSentalloy de 200 g ($p < 0.0001$). En la investigación de Figueirêdo (2012), en donde se compararon arcos 0.019 x 0.025 de níquel-titanio de 6 marcas comerciales diferentes, para ver sus características en las gráficas de carga/deflexión a diferentes flexiones, usaron también los arcos de la marca Copper NiTi de 35° y NeoSentalloy, y al flexionarlos a 3 mm y después registrar la fuerza entregada, estas marcas tuvieron valores muy similares de fuerza entre ellas, estos resultados se obtuvieron también en nuestro estudio, en donde ambas marcas de arcos tuvieron medidas similares de resistencia

a la flexión al llevarlos a 3 mm. Bartzela (2007), al hacer su prueba de flexión de 3 puntos, clasificó varias muestras de arcos ortodóncicos de NiTi en verdaderamente superelásticos, no superelásticos y en límite superelástico, él analizó la longitud de la meseta clínica observada en el diagrama de carga/deflexión para determinar su superelasticidad; él encontró que los arcos Copper NiTi 0.016" x 0.022" de 35° se comportan como arcos en límite superelásticos, siendo el arco que presentó la mínima longitud de meseta clínica, comparado con las otras marcas que utilizó en las mismas medidas de arco. Esto quiere decir que es un arco rígido comparado con otros arcos ortodóncicos de las mismas características, lo que concuerda con nuestra investigación, en donde los arcos Copper NiTi de 35° tuvieron mayor resistencia a la flexión.

El uso de saliva artificial durante las pruebas sigue siendo controversial. Algunos autores lo consideran muy importante, mientras otros consideran que la saliva artificial no es válida para pruebas de laboratorio porque no reemplaza adecuadamente a la saliva humana. También se ha visto en estudios previos, que la saliva humana puede interferir en la fricción al hacer pruebas de deslizamiento, pues puede actuar como lubricante o aumentar la fricción (Higa et al., 2016). Debido a toda esta controversia, se decidió probarlos en un ambiente seco, tal como lo hicieron en sus investigaciones Phemsang-ngarm y Charoemratrote (2018), Higa et al., (2016) y Henriques et al., (2017). Sin embargo, previamente se introdujeron en agua a 37° y se conservaron en la incubadora de laboratorio, solamente para mantenerlos a la temperatura de la cavidad oral y que, al llegar a la máquina de pruebas universales, que se encontraba a 37°C, ya estuvieran a la misma temperatura para poder realizar la prueba de flexión. Al realizar su estudio Higa et al., (2016) analizaron arcos y brackets de diferentes marcas y tipos, al usar los mismos brackets de autoligado activo que nosotros investigamos, ellos obtuvieron resultados concordantes a los nuestros al demostrar que los arcos de CuNiTi presentan mayores fuerzas de deflexión que los NiTi.

Algunos autores (Mallory et al., 2004, Garrec et al, 2005) decidieron hacer su prueba de flexión usando agua a temperatura oral, esto para mantener las condiciones similares a la cavidad bucal. Mallory et al. (2004) en su estudio, compara arcos NiTi 0.016" x 0.022" Copper NiTi y NeoSentalloy, y mide las fuerzas que entregan después de flexionarlos. Sus resultados concuerdan con nuestro estudio, al reportar que las propiedades

de los arcos son muy similares entre ambas marcas, sobre todo entre los arcos Copper NiTi de 40° y los NeoSentalloy de 100 g, los cuales presentaban las menores fuerzas de desactivación. Su investigación, también nos indica que los arcos producen diferentes fuerzas de desactivación de acuerdo a la cantidad de flexión realizada, las medidas obtenidas muestran que hay un descenso de la fuerza al ir aumentando la distancia de activación. Sus resultados, al comparar los arcos Copper NiTi de 35° con el NeoSentalloy de 200 g, concuerdan con los nuestros al indicar que el arco Copper NiTi es más rígido, sin embargo, no concuerda con nuestros resultados al indicar una diferencia más notable entre ambas marcas.

En el presente estudio, se realizó la prueba de flexión a temperatura de la cavidad oral, utilizando un foco que emanaba calor hacia la máquina de pruebas universal. Otros estudios de arcos ortodóncicos como el de Meling y Odegaard (2001) utilizaron una cámara eléctrica de temperatura controlada, en donde realizaron la prueba y aseguraron así el control de la temperatura, sin embargo, ellos decidieron hacerlo así porque una de las cosas más importantes en su investigación era analizar los cambios de temperatura que afectan a los arcos superelásticos de NiTi.

Basándonos en el estudio de Phermsang-ngarm y Charoemratrote (2018) y Meling y Odegaard (2001), decidimos usar la parte más distal de los arcos ortodóncicos para utilizar la parte más recta de estos y estandarizar nuestras medidas, sin embargo, esto pudo haber afectado la medida con los arcos BioForce, al tener distintos niveles de fuerza a lo largo de todo el arco. En estudios posteriores se podría hacer la prueba con el segmento correspondiente a los brackets de premolares para tener una medición más certera.

En Ortodoncia contemporánea, algunos tratamientos tienden a iniciarse con arcos rectangulares de aleaciones con el módulo de elasticidad más bajo, y durante el tratamiento, los arcos se cambian para usar una aleación diferente, pero no una forma de sección transversal diferente. Haciendo esto, los torques radiculares pueden controlarse desde el principio y el tratamiento puede ser más estable, requerir menos visitas en el consultorio y provocar menos lesiones a los tejidos periorales. De acuerdo con este punto, este estudio plantea la posibilidad de usar arcos rectangulares BioForce en etapas iniciales del tratamiento

cambiando solo a una aleación con un mayor módulo de elasticidad en una fase más avanzada del tratamiento, esto por ser el arco que presentó menor resistencia a la flexión. La otra ventaja de usar el arco BioForce en estos casos, es que esta marca tiene la cualidad especial de tener diferentes niveles de fuerza a través del arco, siendo menor en el sector anterior y aumentando gradualmente hacia la parte distal, lo que nos proporcionaría un adecuado nivel de fuerza para usarse en estas etapas de tratamiento.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

IX. Conclusiones

Los resultados de este estudio mostraron que existen diferencias estadísticamente significativas entre los tres arcos analizados. Se determinó que los arcos de 0.019" x 0.025" de NiTi de la marca Copper NiTi 35°C poseen la mayor resistencia a la flexión, seguidos por NeoSentalloy y al final los BioForce ($p < 0.0001$).

Al comparar los arcos entre ellos, podemos ver que hay diferencias estadísticamente significativas cuando comparamos los arcos BioForce con los NeoSentalloy y los Copper NiTi, resultando los BioForce los arcos menos resistentes a la flexión; sin embargo, solo hay pocas diferencias entre los arcos NeoSentalloy y los Copper NiTi, siendo los Copper NiTi los arcos más resistentes a la flexión, pero teniendo medidas similares entre ambas marcas.

Los ortodoncistas deben saber cuál es el arco que resiste más a la flexión y cuál menos, dentro de estas tres marcas, para así poder elegir el mejor arco para cumplir con los objetivos de tratamiento que queremos lograr, analizando el caso individual de cada paciente. Teniendo en cuenta también que cada sistema de brackets utiliza sus propios arcos, los cuales tendrán un mejor rendimiento al usarlos con los brackets que corresponden.

Sin embargo, necesitamos complementar este estudio con la información de las demás propiedades de los arcos, haciendo el conocimiento de estas marcas más completo.

X. Propuestas

Sería importante continuar evaluando las diferentes propiedades que presentan los arcos de NiTi de 0.019" x 0.025", así como las distintas variantes que las marcas nos ofrecen en ese mismo calibre de arcos, para poder hacer una revisión completa de todas las características que ellos presentan, tomando en cuenta este estudio que presenta la resistencia a la flexión, y complementándolo con estudios de tracción, fatiga, fuerza de desactivación, etc. Sugiero hacer pruebas también en los arcos BioForce en los tres niveles de fuerza que tienen a lo largo de todo el arco, así como en los Copper NiTi de 27° y 40° y en los NeoSentalloy de 100 y 300 g.

Considero muy importante saber todas estas propiedades de los arcos ortodóncicos, pues de estos depende en gran parte, el éxito del tratamiento y conocerlos nos ayudará a elegir el mejor según las necesidades de los pacientes.

La importancia de seguir haciendo el estudio de todas las propiedades de los arcos de estas marcas comerciales, es que estas son las más usadas en la Clínica de Ortodoncia de la Universidad Autónoma de Querétaro, y teniendo toda esta información podremos elegir el arco ortodóncico que más se adecúe a las necesidades específicas de cada paciente, pudiendo así cumplir con los objetivos del tratamiento y ofrecer un servicio de calidad en la clínica.

XI. Bibliografía

Andreasen, George F., y Morrow E.R. 1978. Laboratory and clinical nitinol wire, *Am. J. Orthod.* 73(2):142-151.

Arango-Santander S., Ramírez-Vega C. 2016. Titanio: aspectos del material para uso en ortodoncia. *Rev. Nac. Odontol.* 12(23):63-71.

Bartzela T. N., Senn C., y Wichelhaus A. 2007. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthod.* 77(6):991-998.

Biermann, Matthew C., David W. Berzins, y Bradley T.G. 2007. Thermal analysis of as-received and clinically retrieved Copper-Nickel-Titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod.* 77(3):499–503.

Brantley W. A., Guo W., Clark W.A.T., y 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.

Burstone C.J., Qin B., y Morton J.Y. 1985. Chinese NiTi wire-A new orthodontic alloy. *Am. J. Orthod.* 87(6):445-452.

Burstone C.J., y Goldberg A.J. 1980. Beta Titanium: A new orthodontic alloy. *Am. J. Orthod.* 77(2):121–132.

Figueirêdo M.M., Cancado R.H., Salvatore K.M., Pinelli F. 2012. Comparison of deactivation forces between thermally activated nickel-titanium archwires. *Journal of Orthodontics.* 39(2):111-116.

Garrec P., Tavernier B., Jordan L. 2005. Evolution of flexural rigidity according to the cross-sectional dimension of a superelastic nickel titanium orthodontic wire. *European Journal Of Orthodontics.* 27:402-407.

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. *Braz. Oral Res.* 31:1-7.

Higa R.H, Semenara N.T., Castanha J.F., Janson G., Sathler R., Freire T.M. 2016. Evaluation of force released by deflection of orthodontic wires in conventional and self-ligating brackets. *Dental Press J. Orthod.* 21(6):91-97.

Iijima M., Brantley W.A., Guo W.H., Clarck W.A.T., Yuasa T., Mizoguchi I. 2008. X-Ray diffraction study of low-temperature phase transformations in Nickel–Titanium orthodontic wires. *Dental Materials.* 1454-1460.

Kapila S., Sachdeva R. 1989. Mechanical properties and clinical applications of wires. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 96(2):100-109.

Kim T.K., Kim K.D., Baek S.H. 2008. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. *Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.* 133(2):187.e15-187.e24

Kusy R.P. 1997. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. *Angle Orthod.* 67(3):197-207.

Kusy R.P. 2002. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. *Angle Orthod.* 72(6):501-512.

Mallory D.C., English J.D., Powers J.M., Brantley W.A., Bussa H.I. 2004. Force-deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 126(1):110-112.

Meling T.R., Odegaard J. 2001. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 119(3):263-273.

Miura F., Mogi M., Ohura Y., y Hamanaka H. 1986. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *90(1):1-10.*

Mullins W.S., Bagby M.D., Norman T.L. 1996. Mechanical behavior of thermo-responsive orthodontic archwires. *Dent. Mater.*12:308-314.

Pandis N., Bourauel C.P. 2010. The clinical significance of super elasticity. *Semin. Orthod.* 16(4):249–257.

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.

Prymak O., Klocke A., Kahl-Nieke B., Epple M. 2004. Fatigue of orthodontic nickel-titanium (NiTi) wires in different fluids under constant mechanical stress. *Mater. Sci. Eng. A.* 378:110–14.

Sandoval V.P., Lara A.L., Minte C.H., Gutiérrez P.M. 2012. Caracterización de los alambres termoactivados para uso ortodóncico: Reporte de caso. *Int. J. Odontostomatol.* 6(1):65–70.

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. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*119:587–93.

Schemann M.F., Cotrim F.F., Motta A.S. 2012. Comparative analysis of load/deflection ratios of conventional and heat-activated rectangular NiTi wires. *Dental Press J. Orthod.* 17(3):23.e1-6.

Waters N. E. 1992. Superelastic nickel-titanium wires. *Br. J. Orthod.* 19(4):319–322.

Wayman C. M. 1980. Some applications of shape-memory alloys. *Journal of Metals.* 32(6):129–137.

XII. Anexos

X1.1 Hoja de recolección de datos

Tabla 3. Resistencia a la flexión de arcos 0.019” x 0.025” Copper NiTi de níquel-titanio en brackets de autoligado CCO. ^{a b}

Muestra	Carga (N)	Desplazamiento (mm)	Tiempo (seg)	Resistencia a la flexión (N/mm)
1	19.95	3.02	180.1	6.61
2	18.55	3.03	180.3	6.12
3	18.9	3.02	180.3	6.26
4	21.45	3.02	180.2	7.10
5	18.1	3.02	179.9	5.99
6	19.5	3.02	179.9	6.46
7	19.8	3.01	179.3	6.58
8	19.4	3.02	180.2	6.42
9	19.45	3.02	180.2	6.44
10	19.1	3.02	180	6.32
11	19.3	3.02	180	6.39
12	19.95	3.02	180.1	6.61
13	19.5	3.02	180.2	6.46
14	19.1	3.02	180	6.32
15	19.4	3.02	180	6.42
16	18.7	3.02	180	6.19
17	18.35	3.02	180.2	6.08
18	19.2	3.02	180.1	6.36
19	19.6	3.02	180	6.49
20	19.25	3.01	179.6	6.40

^a Arcos Copper Niti de 35°C ^b Tomado a temperatura de 37° ±2° C.

Tabla 4. Resistencia a la flexión de arcos 0.019” x 0.025” NeoSentalloy de níquel-titanio en brackets de autoligado CCO. ^a

Muestra	Carga (N)	Desplazamiento (mm)	Tiempo (seg)	Resistencia a la flexión (N/mm)
1	18.9	3.02	180	6.26
2	19.25	3.02	180.1	6.37
3	19.65	3.02	180	6.51
4	19.15	3.03	180.8	6.32
5	19.7	3.03	180.4	6.50
6	19.65	3.02	180	6.51
7	18.9	3.02	179.9	6.26
8	18.85	3.02	180.1	6.24
9	19.5	3.02	179.9	6.46
10	19.5	3.03	180.5	6.44
11	19	3.02	180	6.29
12	18.5	3.02	180.2	6.13
13	19.3	3.02	180	6.39
14	19	3.02	180	6.29
15	19.35	3.02	180.2	6.41
16	20.5	3.02	179.9	6.79
17	19.1	3.02	180.2	6.32
18	19.85	3.02	179.9	6.57
19	18.55	3.02	180	6.14
20	17.8	3.03	180.4	5.87

^a Tomado a temperatura de 37° ±2° C.

Tabla 5. Resistencia a la flexión de arcos 0.019” x 0.025” BioForce de níquel-titanio en brackets de autoligado CCO. ^a

Muestra	Carga (N)	Desplazamiento (mm)	Tiempo (seg)	Resistencia a la flexión (N/mm)
1	17.65	3.03	180.7	5.83
2	17.25	3.02	179.8	5.71
3	17.05	3.02	180.2	5.65
4	17.1	3.02	180.1	5.66
5	18.45	3.02	180.2	6.11
6	17.85	3.02	180.2	5.91
7	18.8	3.01	179.7	6.25
8	18.05	3.02	180.1	5.98
9	18.25	3.02	180.2	6.04
10	18.65	3.02	180.1	6.18
11	18.45	3.02	180.1	6.11
12	19.9	3.03	180.3	6.57
13	16.5	3.03	180.6	5.45
14	18.7	3.02	180.1	6.19
15	18.1	3.03	180.6	5.97
16	17.75	3.02	180.1	5.88
17	19.5	3.03	180.4	6.44
18	17.7	3.02	180	5.86
19	19.25	3.02	180.2	6.37
20	18.9	3.02	180.3	6.26

^a Tomado a temperatura de 37° ±2° C.