



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Ortodoncia

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN EN ARCOS 0.019" x 0.025" DE NÍQUEL-TITANIO EN BRACKETS CONVENCIONALES Y DE AUTOLIGADO.

Opción de titulación
Tesis

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

Presenta:
C.D. Leonardo Ruíz Sandoval.

Dirigido por:
C.D.E.O. Gissela del Sagrario Serrano Hernández.

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



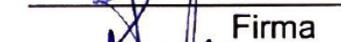
Firma

L.O.E.O. María de Lourdes Arvizu Valencia.
Secretario



Firma

L.O.E.O. Verónica Reyes Reséndiz.
Vocal



Firma

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

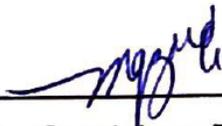


Firma

M. de E. Elisa Rebeca Ascencio Rentería.
Suplente



Firma



Dra. Ma. Guadalupe Zaldivar Lelo de Larrea
Director de la Facultad



Dra. Ma. Guadalupe Flavia Loarca Piña
Director de Investigación y Posgrado

RESUMEN.

Introducción y objetivo: Durante los últimos años ha existido un gran desarrollo en el campo de los materiales de ortodoncia y existe una larga lista de investigadores que han contribuido en el área de su literatura; sin embargo, los alambres han generado mucho de esta investigación debido a que son el punto clave dentro de los materiales de ortodoncia. Las aleaciones de níquel-titanio renovaron el área de la ortodoncia gracias a las propiedades que nos brindan; propiedades como superelasticidad y memoria de forma que han ido evolucionando a lo largo del tiempo, favoreciendo a nuestras necesidades en el ámbito clínico. El objetivo de esta investigación es determinar la resistencia a la flexión en arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio en brackets convencionales, autoligado activo y pasivo. **Materiales y métodos:** Se establecieron 3 grupos de estudio, conformados por brackets convencionales (3M Unitek™ Gemini), autoligado activo (GAC™ In-Ovation R CCO) y pasivo (Borgatta® Roth Platinum); en ellos se analizaron 5 especímenes de arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio Bioforce (GAC), NeoSentalloy (GAC) y Copper Niti de 35°C (ORMCO). Posteriormente se realizaron las pruebas en el indicador de fuerza (AFTI- MECMESIN). **Resultados:** Se realizó el análisis estadístico de ANOVA con la prueba de Post hoc de Tuckey, considerando valores estadísticamente significativos a un valor de $p \leq 0.05$. Se obtuvo una diferencia estadísticamente significativa en el arco Bioforce entre el grupo 1 y el grupo 3, entre el grupo 2 y el grupo 3. **Conclusiones:** Los brackets de autoligado pasivo muestran la menor resistencia al desplazamiento del arco, seguidos por los brackets convencionales y de autoligado activo. Existe diferencia significativa en el arco Bioforce entre brackets convencionales y de autoligado pasivo y entre el autoligado pasivo y el activo.

(Palabras clave: arcos, brackets, níquel-titanio)

SUMMARY.

Introduction and objective: During the last years there has been a great development in the field of orthodontic materials and there is a long list of researchers who have contributed in the area of their literature; however, the arch wires have generated much of this research because they are the key point in orthodontic materials. The nickel-titanium alloys renewed the area of orthodontics thanks to the properties they offer us; properties such as superelasticity and shape memory that have evolved over time, favoring our needs in the clinical setting. The objective of this investigation is to determine the resistance to flexion in 0.019 "x 0.025" arch wires of nickel-titanium in conventional, self-ligating active and passive brackets. **Materials and methods:** Three study groups were established, consisting of conventional brackets (3M Unitek TM Gemini), active self-ligating (GAC TM In-Ovation R CCO) and passive self-ligating (Borgatta® Roth Platinum); In them, 5 specimens of arch wires 0.019 "x 0.025" of nickel-titanium Bioforce (GAC), NeoSentalloy (GAC) and Copper Niti of 35°C (ORMCO) were analyzed. Subsequently, the tests were performed on the strength indicator (AFTI-MECMESIN). **Results:** The statistical analysis of ANOVA was performed with Tuckey's Post hoc test, considering statistically significant values at a value of $p \leq 0.05$. A statistically significant difference was obtained in the Bioforce archwire between group 1 and group 3, between group 2 and group 3. **Conclusions:** The passive self-ligating brackets show the lowest resistance to archwire displacement, followed by conventional brackets and active self-ligating brackets. There is a significant difference in the Bioforce archwire between conventional and passive self-ligating brackets and between passive and active self-ligating.

(Key words: Arch wire, brackets, nickel-titanium)

Para mis padres.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo económico otorgado para la realización de esta investigación.

Un agradecimiento especial al Dr. Federico Humberto Barceló Santana de la Universidad Nacional Autónoma de México, quien participó en el desarrollo y asesoramiento; así como en el área de laboratorio compartiéndonos su gran experiencia en el campo de la investigación, además de proporcionarnos el equipo de laboratorio para poder realizar las pruebas. A mi director de tesis la Dra. Gissela del Sagrario Serrano Hernández por haber aceptado dirigir mi tesis y compartirme sus conocimientos. Al Dr. En C. Rubén Abraham Domínguez Pérez, quien participó activamente en el asesoramiento de la metodología de éste proyecto.

Tabla de contenidos.

1. INTRODUCCIÓN	
1.1 Revisión de la literatura.....	8
1.2 Planteamiento del Problema.....	16
2. OBJETIVOS	
2.1 Objetivo general.....	17
2.2 Objetivos específicos.....	17
3. METODOLOGÍA	
3.1 Sujeto experimental.....	18
3.2 Métodos.....	18
3.3 Análisis estadístico.....	29
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	
4.1 Resultados.....	30
4.2 Discusión.....	33
4.3 Conclusión.....	37
5. REFERENCIAS.....	38
6. APÉNDICE.....	43

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Resistencia a la flexión en arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio en brackets convencionales y de autoligado activo y pasivo.	32
---	----

1. INTRODUCCIÓN.

1.1 Revisión de la literatura.

La aleación de Níquel-Titanio (NITI) fue un descubrimiento en los laboratorios militares navales de USA por el Ingeniero William J. Buehler y colaboradores en el año 1958 que estudiaban activamente nuevos tipos de aleaciones que presentaban un efecto de memoria de forma; debido al alto costo y a su manufactura, sus aplicaciones no fueron frecuentes; sin embargo, en el año 1962 las investigaciones se aceleraron y fue Frederick E. Wang de quien debido a su experiencia en física de los cristales proporcionó la base necesaria para entender los cristales de estas aleaciones, lo cual fue vital para el éxito comercial (Miura, 1990; Kusy, 1997; Teramoto, 2005).

Esta aleación tiene la capacidad de poder ser deformada, calentada, y enfriada de modo que cuando es deformada y posteriormente calentada, el material recordará su forma original (Andreasen, 1972, 1985; Teramoto, 2005). A pesar de mostrar una excelente elasticidad, su fragilidad fue reconocida como una limitación, sobre todo cuando los alambres se rompieron frente a diversas pruebas. Esta fragilidad en gran parte permanece hoy, pero la fragilidad inicial que mostró el producto nitinol ha sido hace mucho rectificada (Teramoto, 2005).

Alrededor de 1970, por descubrimientos públicos, el Dr. George Andreasen reconoció el potencial de esta aleación, por sus interesantes propiedades elásticas y su memoria de forma. En gran parte por sus esfuerzos y los de la Compañía Unitek, la primera aleación Ni-Ti era ofrecida a ortodoncistas como Nitinol que son siglas de Níquel Titanio del Laboratorio de Artillería Naval que contenía 50:50 composición de níquel y titanio (Andreasen, 1978; Teramoto, 2005).

Posteriormente en el año 1986 el Dr. Fujio Miura desarrolla el Sentalloy, (A-Niti o Niti chino) el primer alambre de Níquel Titanio superelástico (Teramoto, 2005). Seguidamente en el año 1990 aparece Neo Sentalloy (A-Niti o Niti japones o Niti Superelástico) y con ello por primera vez era posible usar un arco rectangular grueso como alambre inicial que sólo genera 100, 200 o 300 gramos de fuerza. En

el año 1993 GAC crea Bioforce y Neo Sentalloy Ion Guard, un nuevo arco de Níquel Titanio que es sometido a un proceso de implantación de iones. Finalmente, en el año 1995 TOMY Inc. Introduce el nuevo L y H TITAN (Austenítico – Martensítico) un arco de Níquel Titanio térmicamente más estable y de baja histéresis. Esta aleación era pasiva, cuando el efecto de memoria de forma había sido suprimido al aplicar frío en que trabaja el alambre. La ventaja de este arco martensítico era su rigidez baja (Kauffman, 1996; Teramoto, 2005).

Durante los últimos años ha existido un gran desarrollo en el campo de los materiales de ortodoncia, y existe una larga lista de investigadores que han contribuido en el área de su literatura; sin embargo, los alambres han generado mucho de esta investigación debido a que son el punto clave dentro de los materiales de esta especialidad. Desde el dramático descubrimiento de la memoria de forma en 1961 a 1974; muchos estudios de caracterización y actividades comerciales de transferencia de tecnología continuaron. Estos materiales fueron aplicados en aparatos médicos y dentales, sensores, interruptores y productos de ingeniería variados (Teramoto, 2005).

La investigación tecno-científica ha permitido la incorporación de una amplia variedad de materiales que se pueden emplear en el ámbito de la salud. Tal es el caso de la aparatología usada en los tratamientos de ortodoncia, que no son más que aleaciones de metales aprovechados para fabricar alambres y brackets, con la finalidad de corrección de maloclusiones. En particular los alambres para ortodoncia poseen varias configuraciones en formas de arcos, por lo que deben ser sometidos a múltiples procedimientos con el objetivo de aplicar fuerzas para la movilización dental (Proffit, 2013). Las aleaciones que ofrecen las propiedades más adecuadas en muchas etapas del tratamiento de ortodoncia son las que contienen Níquel (Ni) entre 54-55%, Titanio (Ti) entre 43-44% y Cobalto entre 1,63% (Graber, 2006), debido a que su superelasticidad transformacional le permite aplicar tensiones moderadas al diente. El Ni-Ti es la aleación más importante usada en aplicaciones biomédicas ya que combina las características del efecto de memoria de forma y

una excelente resistencia a la corrosión, confiriéndole propiedades mecánicas y excelente biocompatibilidad (Méndez et al., 2013; Vilotta et al., 2013).

Estudios han evidenciado que las propiedades de las aleaciones Ni-Ti pueden verse alteradas al aumentar la cantidad de deflexiones del alambre, por el calibre del mismo y por la calidad del alambre según la marca comercial (Gómez, 2009). Además, que para la selección óptima de estos alambres se requiere el conocimiento de las propiedades mecánicas básicas, las cuales no son reveladas por sus fabricantes (Ramos et al., 2010).

La rugosidad de arcos Ni-Ti se atribuye al proceso de fabricación de cada casa comercial, lo cual compromete la capacidad de movimiento del diente debido al roce entre el alambre y los brackets (Amini et al., 2012; Rongo et al., 2014). En investigaciones anteriores sobre una misma casa comercial se encontró valores de rugosidad muy distintos entre los mismos; por lo que se presume que el proceso de producción de los arcos ortodóncicos usados en dicho estudio carece de la calidad en un principio esperada (Briceño et al., 2005). No todas las marcas comerciales mantienen la misma característica superficial uniforme, unas tienen superficies marcadas por picos y valles que definen diferentes tipos de rugosidad (Senosiain et al., 2008).

Los alambres de níquel-titanio termoactivados presentan propiedades de superelasticidad y memoria de forma; a altos rangos de temperatura, las estructuras cristalinas de los alambres son cúbicas de cuerpo centrado (fase austenítica); y a baja temperatura, la estructura es hexagonal cerrada (fase martensítica) (Proffit, 2013). Las propiedades mecánicas de los alambres ortodóncicos no son dadas a conocer por el fabricante, por lo que no es posible conocer hasta qué punto pueden ser activados preservando así sus propiedades y eficiencia en el tratamiento (Geoffrey, 2001). Existen varios tipos de ensayos de laboratorio que pueden ser empleados para determinar las propiedades mecánicas, entre ellos, el más apropiado es el de tracción, ya que permite determinar varias propiedades y presenta un menor número de variables; y a pesar de que no reproducen

integralmente la situación clínica, establecen valores adecuados para la comparación entre los alambres (Gurgel et al., 2001).

El especialista interesado en mejores resultados comienza a utilizar los alambres de níquel-titanio que fueron introducidos en los setenta. Éstos contribuyeron significativamente a la evolución del tratamiento ortodóncico, siendo unas de sus principales propiedades la superelasticidad al ser doblados y la mínima deformación plástica. (Han y Quick, 1993; Garrec y Tavernier, 2005). Presentan fuerzas continuas y ligeras durante un periodo de semanas o meses con capacidad de memoria produciendo así los movimientos dentales, sin causar daño al periodonto (Philips, 1993; Mallory et al., 2004). Al respecto se recomienda seleccionar el arco idóneo dependiendo del grado de apiñamiento que presente el paciente para evitar cualquier lesión, tanto en tejidos blandos como duros. Los arcos de NiTi están sujetos a cargas y deflexiones durante la masticación, corriendo el riesgo de sufrir una fractura o una deformación plástica; es por eso que se recomiendan no forzar a los arcos en sitios donde el apiñamiento es severo, ya que al deflexionar el arco más de lo que le permite su límite elástico provocará una fractura. Es por eso que al utilizar estos arcos se recomienda que el alambre sea de buena calidad, que tenga buen límite de deflexión y no se deforme ante las cargas de la masticación. Cuando un arco se va deteriorando, esta acumulación provoca que se fatigue; se asocia, por lo general, con una superficie desquebrajada y un crecimiento subsecuente de la grieta; es por eso que, si se tiene una buena superficie de terminado en el alambre, puede aumentar la vida útil del alambre sometido a fatiga (Paton et al., 2002; Eggeler et al., 2004). Resulta importante considerar el substrato metalúrgico para la superelasticidad y forma de memoria de los arcos de NiTi, los cuales tienen la habilidad de cambiar fácilmente de fase martensita a austenita (Meling y Odgaard, 2001). Esta transformación puede ocurrir por medio de una fuerza o por cambios de temperatura. En la fase martensita, el arco suele ser más flexible; sin embargo, al subir la temperatura, el arco empezará a retomar su forma original. Por estos comportamientos refiere que estas fases alteran la vida útil del alambre cuando es sometido a fuerzas cíclicas (fatiga). Además de que también

ocurre cuando es sometido a cierta fuerza cambios de fases (de martensita a austenita), lo que deteriora al alambre de NiTi (Tabanl  et al., 1999).

Al analizar las aportaciones de los autores antes mencionados surge la curiosidad de conocer más a fondo el comportamiento de los arcos de NiTi, observar la conducta de la fatiga y de establecer el número de ciclos que se requieren para producir una fractura. Cuando los arcos se insertan en el slot de los brackets se representa un sistema clínico que sufre fractura por fatiga, la cual es un fenómeno atribuido a fuerzas cíclicas durante la masticación, limitando la vida útil del alambre sometido a fatiga (Zhang y Ge, 2003).

La fuerza que se aplica al realizar los movimientos de masticación es de aproximadamente 756 N (170 lb); este rango varía entre personas y en la zona de la cavidad oral, es decir, en la región de los molares, las fuerzas masticatorias oscilan entre 400 y 890 N (90 a 200 lb), en los incisivos entre 89 y 111 N (20-55 lb) y en premolares varía entre 133 y 334 N (30-75 lb); (Mayoral et al., 1983; Phillips, 1993) por ende, cuando se mastican los alimentos y se producen tales fuerzas, se producen imperfecciones con el tiempo ocasionando una fractura en el arco. Esto puede ser un riesgo para el paciente, ya que lo puede deglutir, además de alterar las fases del tratamiento postergando el término del mismo. Por tales circunstancias, es importante determinar el número de ciclos que soport  un grupo de alambres de níquel-titanio a la fatiga en un ensayo de deflexión. Las aleaciones de NiTi (Miura et al., 1986, 1988, 1990) poseen dos propiedades fundamentales que las hacen únicas en ortodoncia, memoria de forma y superelasticidad. La primera de ellas se refiere a la capacidad del material de volver a su forma original mediante fases de transformación en la temperatura, y la segunda a la posibilidad de generar fuerzas constantes por un periodo de tiempo largo, en esta última la tensión es la causante de esta propiedad volviendo a su forma original.

Fases de transformación.

Las características especiales que presentan las aleaciones de NiTi se deben principalmente a las fases de transformación que éstas presentan, la primera es la fase de temperatura alta conocida como fase austenítica y la otra fase de

temperatura baja es la fase martensítica, estas fases no se presentan a una temperatura determinada, en realidad poseen varias temperaturas donde gradualmente se presentan estos cambios, las aleaciones de NiTi poseen tanto en la fase austenítica como martensítica básicamente tres temperaturas: una inicial, pico y final; dependiendo de la aplicación final que tenga el producto elaborado de esta aleación será importante el determinar la temperatura de transformación. De estas temperaturas la más importante a determinar desde el punto de vista de manufacturación y clínico es la austenítica final y es ésta la que se considera la más importante, ya que es en esta fase donde la aleación es estable y donde presenta la forma final con la que se ha elaborado para trabajar.

Clasificación de las aleaciones Ni-Ti.

Kusy (1997) elaboró una clasificación dividiendo estas aleaciones en Ortodoncia en tres grandes grupos donde una de ellas es pasiva (martensítico pasivo) y dos de ellas son activas (austenítico y martensítico). Todas ellas están compuestas prácticamente por un 50% de Ni y 50% de titanio (con algunas pequeñas variantes en su composición) y presentan la característica única de volver a su forma original (memoria de forma), la diferencia entre ellas se presenta en dos aspectos principalmente, el primero en que las activas sí generan una fuerza constante durante las fases y la segunda diferencia, también entre las activas, radica en la temperatura en la que se genera esta fase de transformación.

La primera aleación que nace en Ortodoncia de acuerdo con Kusy fue la martensítica pasiva, esta aleación sólo posee en nombre y composición, la propiedad de memoria de forma, esto debido a que errores en el proceso de manufacturación al estirar el material para darle su forma perdió la capacidad de generar fuerzas continuas manteniendo únicamente la capacidad de volver a su forma original; sin embargo la fuerza que generaban éstas en comparación con otros arcos como el acero inoxidable era 1/5 parte menor. Con el tiempo se generó una segunda generación de aleaciones de níquel-titanio llamada austenítica activa, en ésta Kusy menciona como principal característica que, a diferencia de la martensítica pasiva,

el alambre no solamente generaba una fuerza ligera sino también presentaba una característica única de generar fuerzas continuas tanto en la fase de activación como de desactivación, y esto se debía principalmente al desempeño que tenían tanto la fase austenítica (fase de temperatura alta) como la fase martensítica (fase de temperatura baja) en la transformación mecánica entre ambas fases. En esta aleación austenítica activa se presenta claramente ambas fases iniciando con una fuerza lineal que es tres veces mayor a la fuerza que genera un arco martensítico pasivo, esta fuerza lineal desaparece generando un valle donde el arco genera una fuerza continua por un periodo largo de tiempo; a esta fase se conoce como fase de activación, el arco sufre una transformación de la fase martensítica a la austenítica y una vez completada ésta nuevamente sufre una caída lineal por un periodo corto para volver a generar una fuerza continua por un periodo largo. Sin embargo, esta aleación austenítica activa presenta una gran desventaja, ya que la temperatura a la que el alambre sufre esta transformación austenítica final se encuentra lejana a la temperatura corporal. Por último, las llamadas martensíticas activas, cuya característica más importante es que además de conservar las fases de activación y desactivación de las aleaciones austeníticas activas, la fase de transformación de éstas al encontrarse cercana a la temperatura corporal se genera en boca y mecánicamente, por lo tanto, generan una fuerza continua por periodos largos favoreciendo la actividad celular ideal para el movimiento dental en los tratamientos de Ortodoncia, este grupo de aleaciones fue introducido en Ortodoncia por Miura (Kusy, 1991).

La superelasticidad consiste en que a una temperatura constante cercana a la temperatura oral (37°C) se produce una transformación del alambre de la fase austenítica a la martensítica, al aumentar la fuerza aplicada. La transformación puede ser inversa al disminuir la tensión lo cual hará que el alambre recobre su forma original sin producirse deformación permanente, debido a su capacidad de regresar a la fase austenítica dentro de un margen dado de temperatura. La memoria de forma consiste en la capacidad del material para recordar su forma original tras su deformación plástica mientras se encuentra en la forma martensítica (Teramoto y Alberto, 1995).

En muchas situaciones clínicas, los alambres ortodóncicos se deforman superando su límite elástico. Por consiguiente, sus propiedades de recuperación en la parte de la curva de carga desviación entre el límite elástico y la resistencia final tienen gran importancia de cara a su rendimiento clínico (William y Callister, 2003).

El rango de composición del NiTi tiende a: 55.5% en peso Níquel y 44.5% en peso de Titanio y pequeñas cantidades de adición de Cobre que complementan la aleación para variar la temperatura de transformación martensítica. Las estructuras cristalinas de la aleación NiTi Cu son: para el Níquel cúbica centrada en las caras, para el Titanio hexagonal compacta y para el Cobre cúbica centrada en las caras (William y Callister, 2003; Margherita et al., 2005).

Por lo tanto, algunas de las características de relevancia clínica de los arcos para ortodoncia: El Nitinol presenta tres características: 1) rebote (rango de activación del arco), 2) rigidez (la fuerza o momento producido por cada unidad de activación) y; 3) momento máximo (un doblar largo cupla que el alambre es capaz de liberar (Miura y Ohura, 1986; Teramoto y Alberto, 1995).

La información acerca del comportamiento de estos arcos se basa en la prueba de ángulo deformación- torque el cual analiza tres zonas: elástica en la cual trabaja el ortodoncista, la plástica que es debido a la carga cíclica de esfuerzos en el material y que va cayendo gradualmente hasta producirse la deflexión y al término de ésta, la zona de ruptura (Margherita et al., 2005).

1.2 Planteamiento del problema.

En ortodoncia se utilizan distintos tipos de brackets; ya sean convencionales, de autoligado activo o pasivo y en ellos arcos que nos facilitan cumplir con ciertas fases del tratamiento, como por ejemplo arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio; en la actualidad se desconoce las propiedades mecánicas que nos brindan estos elementos en conjunto para poder conocer su comportamiento y así lograr nuestros objetivos en menor tiempo.

Pregunta de investigación.

¿Cuál es la resistencia a la flexión en arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio en brackets convencionales y de autoligado?

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo general

Determinar la resistencia a la flexión en arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio en brackets convencionales (3M Unitek™ Gemini), autoligado activo (GAC™ In-Ovation R CCO) y pasivo (Borgatta® Roth Platinum).

2.2 Objetivos específicos.

- Medir la resistencia a la flexión del arco Bioforce 0.019" x 0.025" (GAC) en brackets convencionales (3M Unitek™ Gemini).
- Medir la resistencia a la flexión del arco Bioforce 0.019" x 0.025" (GAC) en brackets de autoligado activo (GAC™ In-Ovation R CCO).
- Medir la resistencia a la flexión del arco Bioforce 0.019" x 0.025" (GAC) en brackets de autoligado pasivo (Borgatta® Roth Platinum).
- Medir la resistencia a la flexión del arco NeoSentalloy 0.019" x 0.025" (GAC) en brackets convencionales (3M Unitek™ Gemini).
- Medir la resistencia a la flexión del arco NeoSentalloy 0.019" x 0.025" (GAC) en brackets de autoligado activo (GAC™ In-Ovation R CCO).
- Medir la resistencia a la flexión del arco NeoSentalloy 0.019" x 0.025" (GAC) en brackets de autoligado pasivo (Borgatta® Roth Platinum).
- Medir la resistencia a la flexión del arco Copper NiTi de 35°C 0.019" x 0.025" (ORMCO) en brackets convencionales (3M Unitek™ Gemini).
- Medir la resistencia a la flexión del arco Copper NiTi de 35°C 0.019" x 0.025" (ORMCO) en brackets de autoligado activo (GAC™ In-Ovation R CCO).
- Medir la resistencia a la flexión del arco Copper NiTi de 35°C 0.019" x 0.025" (ORMCO) en brackets de autoligado pasivo (Borgatta® Roth Platinum).
- Comparar la resistencia a la flexión de los arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio Bioforce (GAC), NeoSentalloy (GAC) y Copper Niti de 35°C(ORMCO) en brackets convencionales (3M Unitek™ Gemini), autoligado activo (GAC™ In-Ovation R CCO) y pasivo (Borgatta® Roth Platinum).

3. METODOLOGÍA

3.1 Sujeto experimental

Es un estudio experimental in vitro utilizando arcos de níquel-titanio 0.019" x 0.025" Bioforce (GAC), NeoSentalloy (GAC) y Copper Niti de 35°C (ORMCO) en brackets convencionales (3M Unitek™ Gemini), autoligado activo (GAC™ In-Ovation R CCO) y pasivo (Borgatta ® Roth Platinum) utilizados en ortodoncia.

Criterios de inclusión

- Arcos superelásticos 0.019" x 0.025" (Bioforce (GAC), NeoSentalloy (GAC) y Copper NiTi 35°C (ORMCO)) nuevos.
- Brackets convencionales (3M Unitek™ Gemini), de autoligado activo (GAC™ In-Ovation R CCO) y pasivo (Borgatta ® Roth Platinum) nuevos.

Criterios de exclusión

- Arcos en los cuales su empaque venga dañado.
- Arcos en los cuales su superficie se vea alterada (color, forma, textura).
- Brackets que se encuentren alterados en su estructura (color, forma, textura).

Criterios de eliminación

- Arcos superelásticos 0.019" x 0.025" (Bioforce (GAC), NeoSentalloy (GAC) y Copper NiTi 35°C (ORMCO)) que hayan sufrido fracturas o dobleces.

3.2 Métodos

El estudio se llevó a cabo en el periodo 2017-2018 en un laboratorio de investigación particular en Santiago de Querétaro, México. En donde se realizaron las pruebas de resistencia a la flexión en arcos 0.019" x 0.025" de níquel-titanio en brackets convencionales y de autoligado.

Descripción de las variables.

-El arco **Bioforce** de la casa comercial GAC es un arco superelástico con memoria de forma de níquel-titanio que proporciona un aumento gradual de las fuerzas desde el segmento anterior hacia el posterior, todo dentro del mismo arco; 80 gramos en el segmento anterior, 180 gramos en el segmento medio y 300 gramos en el segmento posterior. Por lo tanto, el arco Bioforce puede ser activado de modo que pueda producir fuerzas significativamente más pequeñas en el segmento anterior, doblándolo justo en el área que conecta con los dientes anteriores, mientras se va aumentando gradualmente la fuerza a medida que se avanza hacia los segmentos posteriores.

- **NeoSentalloy**: es un arco rectangular de níquel-titanio que surge en 1990, aparece por primera vez esta aleación martensítica activa con la cual era posible utilizar un arco rectangular de alambre como arco inicial. Esta aleación tiene una estructura completamente austenítica final cerca de la temperatura de la cavidad oral. Ofrece una fuerza casi constante a lo largo de la fase de carga y descarga durante el uso de un alambre de esta aleación, es decir, posee una histéresis considerable para el rango de transición de temperatura en ambas direcciones para la transformación completa (martensita a austenita). Además, tiene una excelente resistencia a la corrosión en comparación con otras aleaciones NiTi.

-El arco **Copper NiTi** de la casa comercial ORMCO se forma a partir del níquel, titanio, cobre y cromo. Esta aleación se ha introducido con el objetivo de aumentar la resistencia a la fatiga y el rango de histéresis térmica. Se ha observado que la presencia de cobre en un rango de 5-10% cambia la estructura cristalográfica de la fase de baja temperatura. De hecho, la histéresis térmica hace que el rango de la formación entre austenita (por calentamiento) y martensita (por enfriamiento) sea más cercano que el de las aleaciones de NiTi convencionales, lo que significa que la adición de cobre a la aleación aumenta el rango de temperatura de transición alrededor del nivel de la temperatura intraoral, por lo cual permite un control más definido del efecto de memoria de forma. Dicho de otro modo, la activación y

desactivación del arco puede realizarse mediante el consumo de bebidas y alimentos fríos o calientes. Se fabrica en tres variantes según la temperatura austenítica final: 27 °C, 35 °C y 40 °C. El alambre de 27 °C mostrará el efecto de memoria de forma a la temperatura oral. El de 35 °C no mostrará este efecto con tanta frecuencia en la cavidad oral debido a que la temperatura final austenítica está muy cercana a la temperatura de la cavidad oral. El alambre de 40 °C solo podrá ser activado mediante el consumo de alimentos calientes porque la temperatura austenítica final está por encima de la temperatura oral.

- **Flexión:** El grado en el que un elemento estructural se deforma bajo la aplicación de una fuerza, su unidad de medida será N/mm.

- **Brackets convencionales** (3M Unitek™ Gemini): Elementos pasivos metálicos en el tratamiento de ortodoncia que cuentan con torque y tipping dependiendo la prescripción.

- **Brackets de autoligado activo** (GAC™ In-Ovation R CCO): Los brackets autoligados son una técnica de ortodoncia que utiliza brackets que tienen una compuerta que atrapa un alambre de acero y mantiene una presión activa.

- **Brackets de autoligado pasivo** (Borgatta ® Roth Platinum): Los brackets de autoligado pasivo incorporan un sistema de autocierre para la sujeción de los arcos que reduce la presión y genera fuerzas ligeras y baja fricción.

Definición de plan de procesamiento.

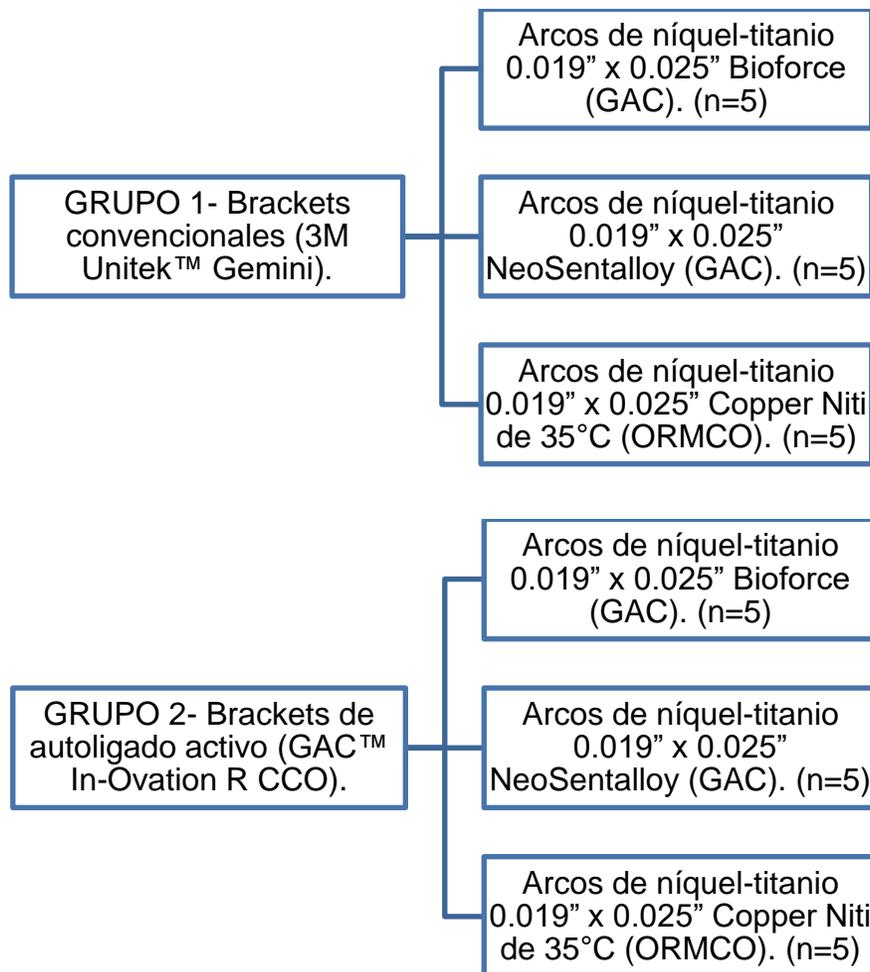
Material y equipo.

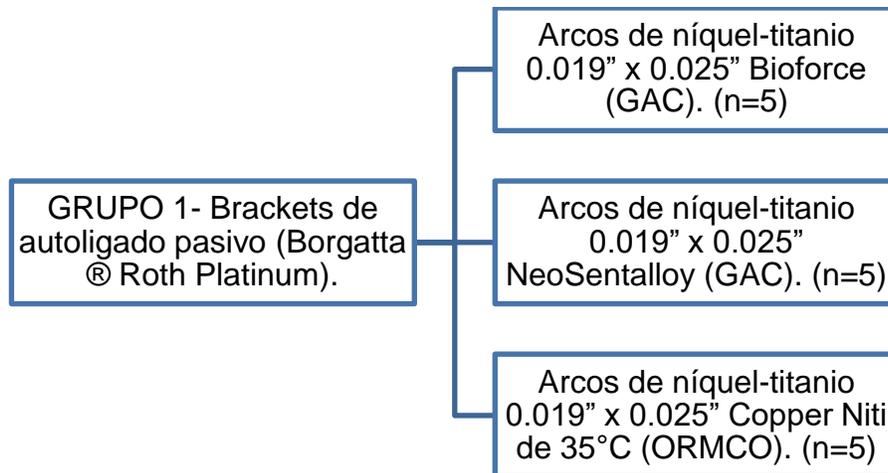
Para realizar las pruebas experimentales se emplearon los siguientes productos comerciales: Arcos de níquel-titanio 0.019" x 0.025" Bioforce (GAC), NeoSentalloy (GAC) y Copper Niti de 35°C (ORMCO), brackets convencionales (3M Unitek™ Gemini), brackets de autoligado activo (GAC™ In-Ovation R CCO) y de autoligado pasivo (Borgatta ® Roth Platinum) de premolares; pegamento epóxico, agua destilada, recipiente de plástico y de vidrio, base de acero inoxidable, termómetro

de laboratorio, plumón indeleble, regla milimétrica, parilla eléctrica, ligadura metálica 0.010" (Masel); de instrumental se utilizó: explorador, pinzas porta brackets, espátula de cemento, pinzas de corte y pinzas mathieu. El equipo que se utilizó fue un indicador de fuerza (AFTI- MECMESIN) donde los datos se ingresaban a una hoja de captación de datos del mismo sistema.

Preparación de las muestras.

Se establecieron 3 grupos de estudio, los cuales están conformados por:





Se estableció una base de acero inoxidable donde se colocaron los distintos brackets y se pegaron con adhesivo epóxico a una distancia uno del otro de 11 mm para que este estudio fuera adaptable al indicador de fuerza (AFTI- MECMESIN). Dicho ensayo se realizará bajo la especificación No. 32 de la ADA.

Procedimiento en general.

Después de organizar los grupos de muestras se comienzan a preparar para las pruebas:

Se recolectaron los arcos de todos los grupos, cumpliendo con los criterios de inclusión (Fig.1).



Fig. 1. Arcos de níquel-titanio 0.019" x 0.025" Bioforce, Copper NiTi de 35°C y NeoSentalloy.

Se confecciono una base de acero inoxidable en forma de cubo con un canal en medio para permitir que la punta del indicador de fuerza AFTI- MECMESIN (Fig. 2) pudiera bajar para poder realizar las pruebas de flexión; en la base de acero inoxidable se pegaron con pegamento epóxico dos brackets convencionales (3M Unitek™ Gemini), 2 brackets de autoligado activo (GAC™ In-Ovation R CCO) y 2 brackets de autoligado pasivo (Borgatta ® Roth Platinum), todos de premolares. La distancia entre bracket y bracket fue de 11mm (Fig.3 (a, b y c)).



Fig. 2. Indicador de fuerza AFTI- MECMESIN.

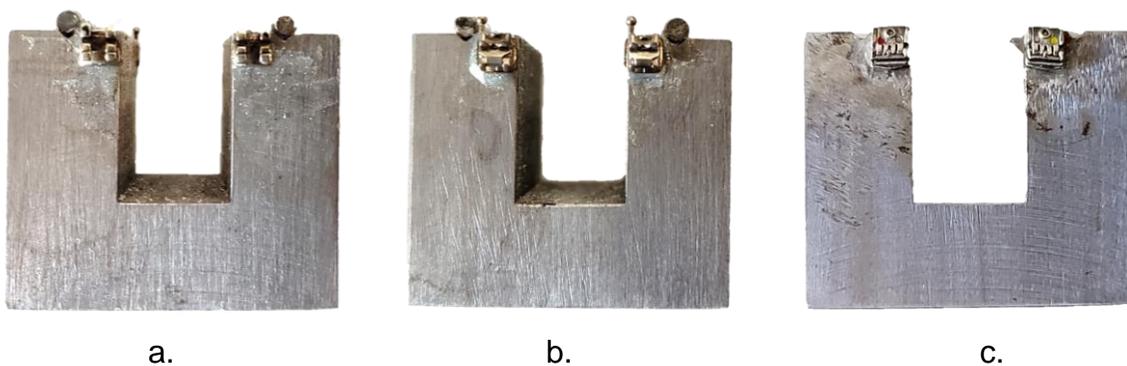


Fig. 3. Base de acero inoxidable con brackets convencionales (3M Unitek™ Gemini) (a), de autoligado activo (GAC™ In-Ovation R CCO) (b) y de autoligado pasivo (Borgatta ® Roth Platinum) (c) a 11 mm de distancia entre cada bracket.

Para la preparación de los especímenes se tomó como referencia la parte más distal del arco; a partir de la parte más posterior del arco se toman 40 mm de longitud medidos con una regla milimétrica y se marca con un plumón indeleble en el lado derecho e izquierdo del arco, obteniendo dos especímenes por arco completo, se corta con la pinza de corte y así obtuvimos nuestros 15 especímenes de cada tipo de arco (Fig. 4 (a, b y c)).

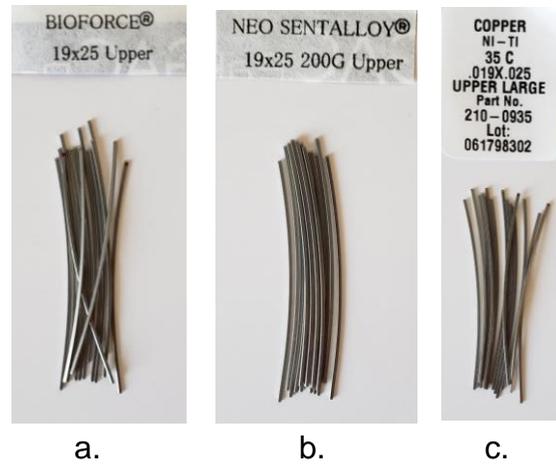


Fig 4. Especímenes del arco Bioforce (a), NeoSentalloy (b) y Copper NiTi (c).

Las muestras se guardaron en bolsas herméticas, una para cada tipo de arco y a temperatura ambiente; para posteriormente acudir al indicador de fuerza (AFTI-MECMESIN) para realizar las pruebas de flexión, el sistema estuvo programado a una velocidad de 1mm/min para permitir una flexión de 3 mm lo que duraría 3 mm cada prueba.

Una vez obtenidos los especímenes y organizados en cada grupo, cada uno de ellos se fueron colocando en los brackets correspondientes de acuerdo al orden como se llevaron a cabo las pruebas; en los brackets convencionales se utilizó ligadura metálica de 0.010" (Masel) para ligar el fragmento del arco al slot, la cual fue cortada a 40 mm de longitud para realizar la ligadura de la muestra lo más semejante posible en cada prueba (Fig.5).



Fig. 5. Ligadura metálica 0.010" (Masel).

Una vez colocada la muestra en la base de acero inoxidable con los brackets correspondientes para su prueba se comienza a calentar agua destilada hasta 45°C en un recipiente de vidrio en una parrilla eléctrica observando la temperatura con un termómetro de laboratorio (Fig. 6).

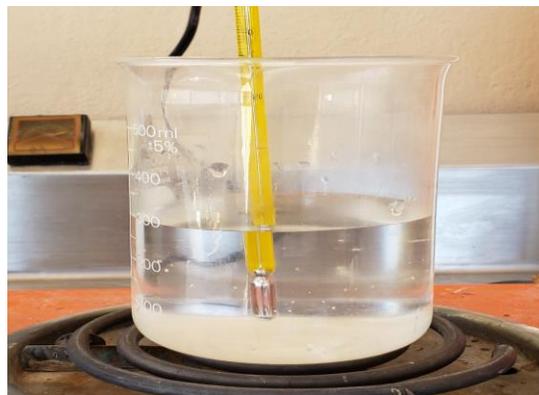


Fig. 6. Calentamiento del agua destilada.

Ya que esté lista la temperatura del agua destilada se lleva a un recipiente de plástico, donde se sumerge la base de acero inoxidable con los brackets y el espécimen al que se realizara la prueba, la temperatura del agua se regulara hasta $37^{\circ}\text{C}\pm 2^{\circ}$ utilizando el termómetro que nos permitirá observar que la temperatura se mantenga y así poder simular la temperatura de la cavidad bucal. La base con las muestras se dejará 60 segundos en el agua antes de realizar la prueba de flexión (Fig.7 (a y b)), mientras acomodamos en posición correcta la base de acero inoxidable para que la punta baje en la parte media entre la distancia de cada bracket y se realice la prueba.

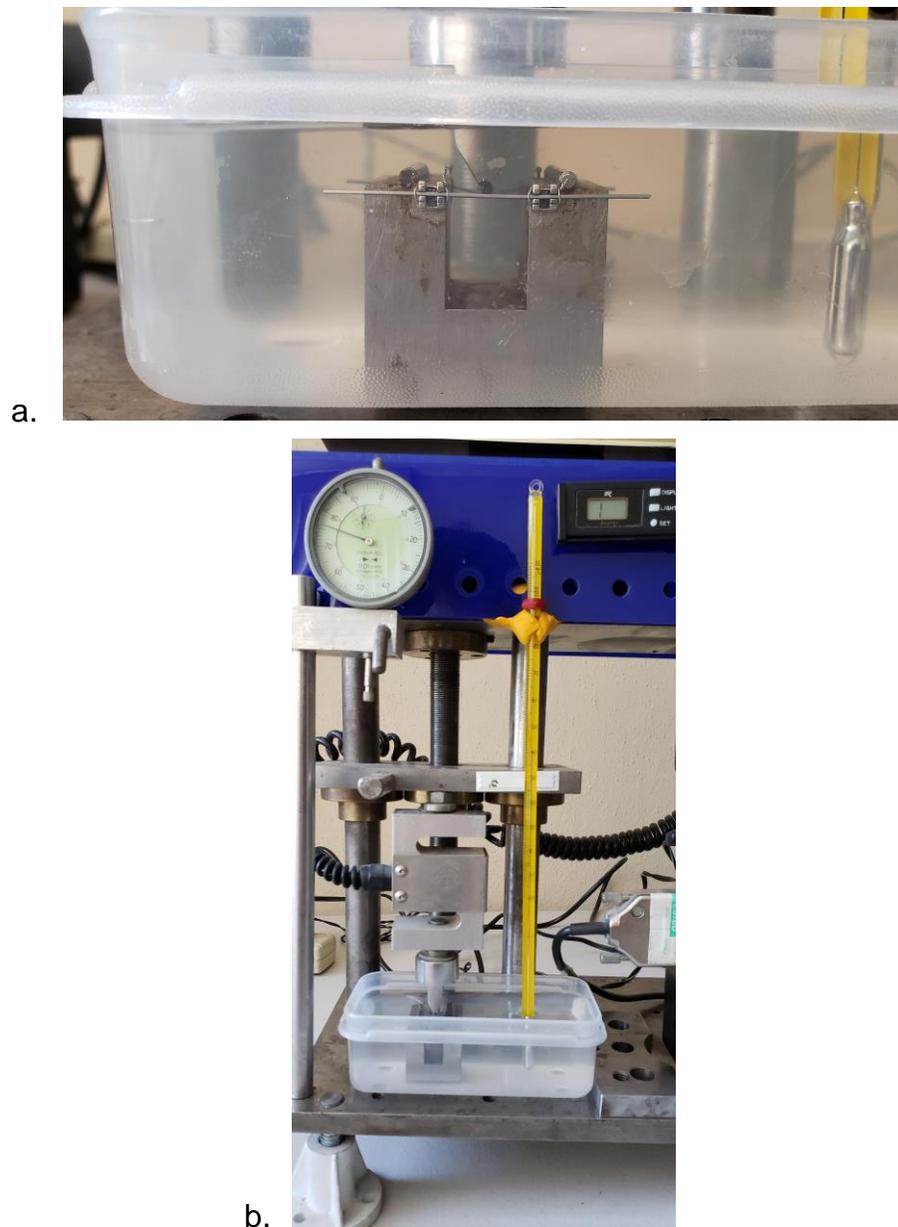


Fig. 7. Muestra sumergida en agua destilada a $37^{\circ}\text{C}\pm 2^{\circ}$ (a y b).

Una vez que haya pasado el minuto la base de acero inoxidable con la muestra en el agua destilada se comenzó con la prueba de flexión, la cual durara 3 min en los cuales tenemos que supervisar la temperatura del agua que se mantenga a $37^{\circ}\text{C}\pm 2^{\circ}$. La punta del indicador (punta roma) de fuerza comenzó a bajar hasta alcanzar el fragmento del arco y a flexionarlo en la parte media entre los dos brackets hasta alcanzar los 3 mm de flexión a una velocidad de 1mm/min (Fig. 8).

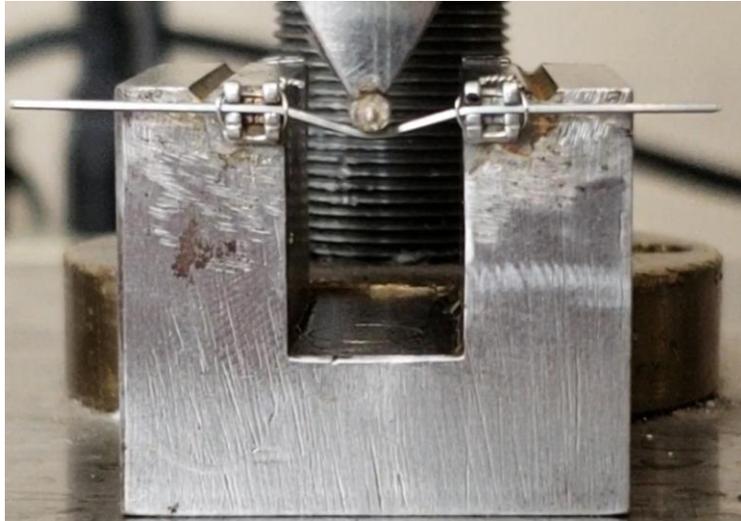
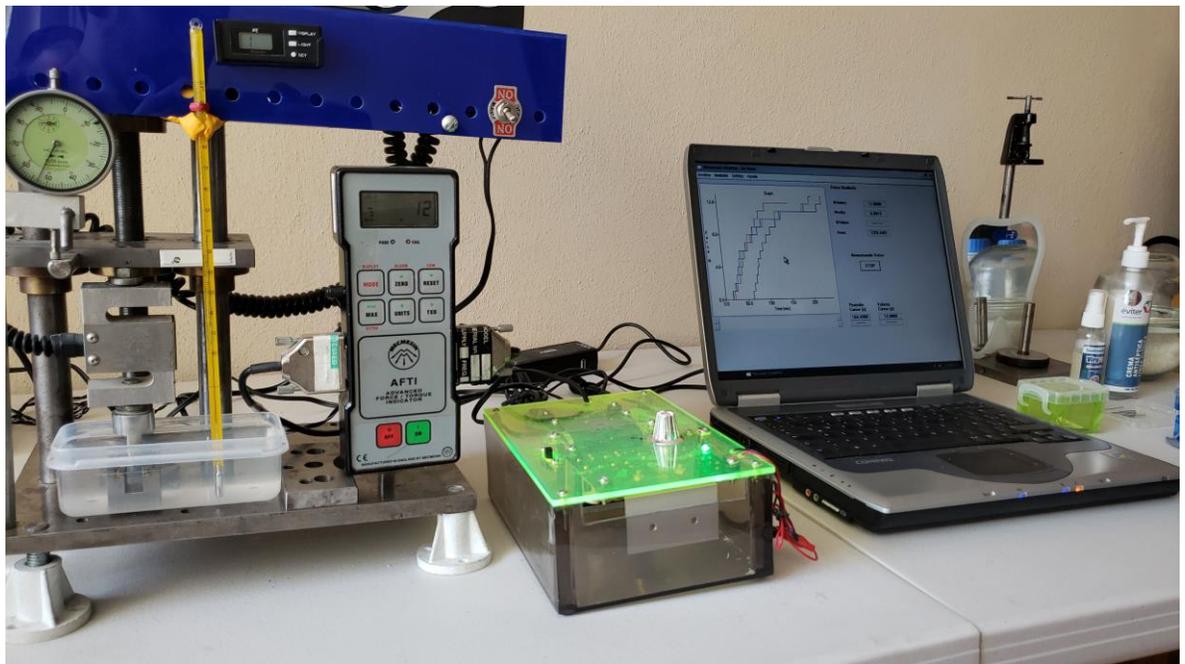
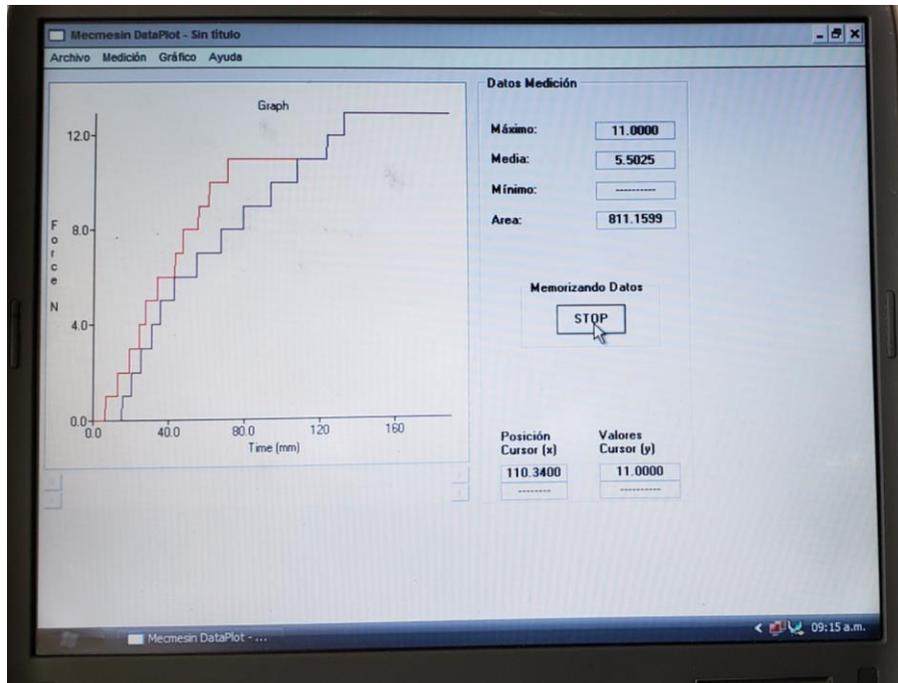


Fig. 8. Flexión del arco durante la prueba de resistencia a la flexión.

Las unidades de medida se registraron en N/mm, los resultados se van obteniendo en el sistema que es el software del indicador de fuerza (AFTI- MECMESIN) estos resultados se van reflejando en una gráfica donde se muestra la fuerza aplicada y el desplazamiento (Fig. 9 (a y b)).



a.



b.

Fig. 9. Obtención de los resultados en el software del indicador de fuerza AFTI-MECMESIN (a y b).

Cada vez que se llevó a cabo una medición nosotros registramos los datos obtenidos en una tabla de Microsoft Excel y en graficas de PowerPoint realizamos como fue el trayecto de cada espécimen durante la prueba de flexión al llegar a los 3 mm de flexión (Fig. 10) y así posteriormente realizar nuestras comparaciones.

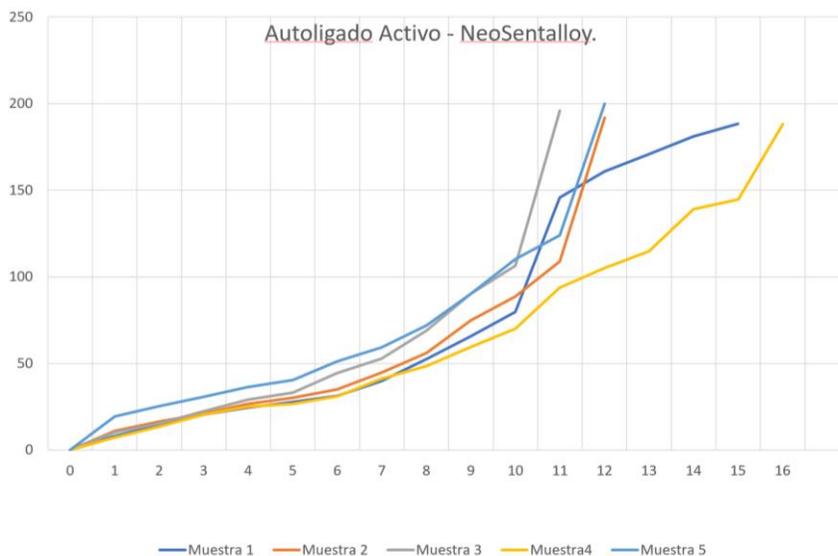


Fig. 10. Grafica de las pruebas de resistencia a la flexión.

3.3 Análisis estadístico.

Los datos fueron almacenados en hojas de Microsoft Excel y se realizó el análisis estadístico de ANOVA con la prueba de Post hoc de Tuckey, considerando valores estadísticamente significativos a un valor de $p \leq 0.05$.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.

4.1 Resultados.

En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos en resistencia a la flexión de los distintos grupos de arcos de níquel – titanio .019” x.025” con los distintos sistemas de brackets; donde se observa de acuerdo a los resultados obtenidos una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la flexión con los arcos Bioforce entre el grupo de brackets convencionales con el de brackets de autoligado pasivo y entre los brackets de autoligado activo con los de autoligado pasivo.

Al comparar los resultados entre los arcos NeoSentalloy, Copper NiTi de 35°C y Bioforce con los distintos tipos de brackets (convencionales, autoligado activo y pasivo) no existieron diferencias estadísticamente significativas, sin embargo, si se puede observar pequeñas diferencias entre los grupos de brackets. Diferencias en las cuales podemos clasificar como por ejemplo que en los brackets de autoligado pasivo se presentaron las menores fuerzas de resistencia a la flexión, seguidos por los brackets convencionales y los de autoligado activo presentando las mayores fuerzas en resistencia a la flexión. Estos resultados nos proporcionan información de la fricción que se puede producir con cada tipo de brackets y su juego con el arco. De aquí podemos sugerir indicaciones para los distintos tipos de brackets y de acuerdo a nuestro estudio con los distintos arcos; por ejemplo: los brackets de autoligado pasivo que tuvieron la menor resistencia al desplazamiento del arco pueden ser útiles para pacientes que tengan algún compromiso en las estructuras de soporte del diente, un sistema que produzca fuerzas constantes y ligeras con poca fricción entre el bracket y el arco; los brackets convencionales que obtuvieron los resultados intermedios, estos podríamos utilizarlos en casos clínicos que no estén comprometidos, sin embargo, implica mucho la manera en la que se liga el arco al bracket ya que elementos elastómeros van perdiendo su fuerza al transcurso de los días y en la ligadura metálica varia de la forma que lo realice cada ortodoncista para ligar al arco; como la fuerza que aplique y por último los brackets de autoligado activo, en donde obtuvimos los mayores valores, estos brackets nos dan la ventaja que mantienen una presión activa todo el tiempo, manteniendo el

arco en el slot, lo que nos beneficia en el movimiento dental ya que siempre habrá fuerzas ligeras y continuas liberadas por el arco que en su conjunto con el bracket que lo deflexiona manteniéndolo en su lugar siempre, favoreciendo el movimiento del diente. De acuerdo a los resultados obtenidos los arcos NeoSentalloy, Copper NiTi de 35°C no marcan una diferencia estadísticamente significativa entre los distintos sistemas de brackets por lo que a pesar de sus diferencias en sus características de composición los podemos emplear de igual modo uno que otro, al contrario el arco Bioforce el cual si presento datos estadísticamente significativos donde se observó la mayor rigidez; este arco lo indicaríamos en situaciones clínicas que no halla la necesidad de flexionarlo ya que sería más fácil fatigarlo y que se produzca su rotura. Entonces podemos observar entre los arcos NeoSentalloy, Copper NiTi de 35°C y Bioforce, que el arco Bioforce debido a sus características en su estructura este es más rígido en su composición por lo que los resultados de resistencia a la flexión fueron mayores y entre el arco NeoSentalloy y Copper NiTi de 35°C, a pesar de su distinta composición los resultados fueron muy similares entre estos y menores al Bioforce.

Comparando los brackets convencionales con los de autoligado activo, podemos tomar como un factor en las diferencias de fuerzas que se presentaron en cada uno como la manera en la cual se liga el arco al bracket, este puede ser un componente que determine el deslizamiento del arco en el bracket. En el bracket convencional se utilizó ligadura metálica de .010" y en el de autoligado activo su sistema tiene una compuerta que mantiene al arco en su lugar; lo que nos dio como resultado que los brackets de autoligado activo nos genera mayor resistencia a la flexión.

Tabla 1. Resistencia a la flexión en arcos .019" x .025" de níquel-titanio en brackets convencionales y de autoligado activo y pasivo.

MEDICIÓN	GRUPO 1 (Convencional)	GRUPO 2 (Activo)	GRUPO 3 (Pasivo)	VALOR DE P
RESISTENCIA A LA FLEXIÓN (N/mm).	X± D.E. (Rango)			
ARCO NEOSENTALLOY. (n=15)	12.8±1.79 (15-11)	13.2±2.17 (16-11)	11.8±0.84 (13-11)	0.4297
ARCO BIOFORCE. (n=15)	13.4±1.67 (16-12)	13.8±1.30 (16-13)	10.8±1.09 (12-10)	0.0097
ARCO COPPER NiTi DE 35°C. (n=15)	12.8±1.09 (14-11)	13.4±1.14 (15-12)	11.8±0.84 (13-11)	0.0842
VALOR DE P	0.7828	0.8360	0.1886	

* Grupo 1: brackets convencionales; Grupo 2: brackets de autoligado activo; Grupo 3: brackets de autoligado pasivo; en cada grupo se utilizaron los distintos tipos de arcos: NeoSentalloy, Bioforce y Copper NiTi 35°C con un numero de muestra para cada grupo de 5 especímenes por arco.

4.2 Discusión.

Cuando se realizan pruebas en los arcos, los ortodoncistas buscan conocer su potencial clínico. Las similitudes geométricas entre los componentes hacen posible la aplicación de modelos que simulen específicamente situaciones clínicas durante el tratamiento de ortodoncia (Teramoto, 2005). El método estándar para la evaluación de arcos en ortodoncia que no contienen metales preciosos es la prueba de tres puntos de acuerdo a la especificación No. 32 de la ADA (Bartzela et al., 2007).

El objetivo de este estudio fue de simular el comportamiento de los arcos en los distintos tipos de brackets, el dispositivo de simulación clínica está basada en estudios previos que lo emplearon (Bartzela et al., 2007; Quintão et al., 2009; Lombardo et al., 2011).

El presente estudio evaluó la resistencia a la flexión en arcos .019" x.025" de níquel-titanio en brackets convencionales y de autoligado activo y pasivo. Se obtuvieron datos estadísticamente significativos con el arco Bioforce entre brackets convencionales (13.4 ± 1.67) y los de autoligado pasivo (10.8 ± 1.09) y estos con los de autoligado activo (13.8 ± 1.30). En los demás arcos NeoSentalloy y Copper NiTi no existen diferencias estadísticamente significativas entre los distintos sistemas de brackets, esto se puede deber a que estos dos arcos (NeoSentalloy y Copper NiTi) son más flexibles debido a las características de su aleación, a diferencia del Bioforce el cual su aleación está conformada en distintas partes del arco volviéndolo más rígido en la parte posterior lo que ocasiona mayores fuerzas para su flexión, situación que se comprueba con nuestros resultados.

Se presentaron las menores fuerzas de flexión en brackets de autoligado pasivo, esto se puede explicar ya que es un sistema de bracket que no mantiene al arco contra el slot del bracket, ya que es un sistema libre de fricción, luego le sigue el bracket convencional y después el de autoligado activo; estos dos últimos sistemas si producen fricción en el arco manteniéndolo contra el slot lo que ocasiona mayor dificultad para el desplazamiento del arco.

Se hizo un estudio (Higa et al., 2016) en el cual se someten a pruebas de flexión arcos rectangulares de níquel-titanio en brackets convencionales, de autoligado activo y pasivo; en el cual obtuvieron resultados donde los arcos de CuNiTi examinados en brackets convencionales presentaron fuerzas significativamente menores, seguidos por los brackets de autoligado activo y los pasivos; en comparación con nuestro estudio estos arcos obtuvieron valores menores en brackets de autoligado pasivo, seguidos por los brackets convencionales y los de autoligado activo. También reportan arcos NiTi sin cobre en su aleación, los cuales obtuvieron valores de fuerza menor en brackets convencionales, seguidos por los brackets de autoligado activo y pasivo, el cual coincide con un estudio anteriormente elaborado (Hemingway et al., 2001) en los que se obtienen los mismos resultados; en nuestro estudio con este tipo de arcos se obtuvieron los valores menores de fuerza en los brackets de autoligado pasivo, seguido por los brackets convencionales y los activos.

La diferencia entre los resultados de los estudios se puede deber a las condiciones en las que se realizaron, por ejemplo: el estudio antes mencionado (Higa et al., 2016) se realizó en un ambiente seco y nosotros utilizamos agua a $37^{\circ}\pm 2^{\circ}$ donde se sumergieron las muestras; la distancia que se encuentra entre cada bracket también puede influir en los resultados, así como el diámetro de los arcos que se evalúan y su manufactura.

Coincidimos con los resultados obtenidos por Pandis et al. (2008) donde evaluaron la fuerza para la flexión en arcos CuNiTi de .014" x .025" de dimensión; no encontraron diferencias entre los brackets evaluados (Orthos 2™; Damon 2™ e In-Ovation™), al igual que nuestros resultados no obtuvimos diferencias significativas entre los distintos tipos de brackets con el arco CuNiTi (Copper NiTi).

Kasuya et al. (2007) hizo un estudio en el que utilizaron arcos de NiTi .016" de diámetro, una deflexión de 2 mm en prueba de 3 puntos de flexión, encontraron que las ligaduras elastoméricas limitan la superelasticidad de los arcos de NiTi, en su estudio obtuvieron los valores menores de fuerza para los brackets de autoligado y valores mayores en brackets convencionales ligados con ligadura metálica y

elastomérica; para nuestro estudio en brackets convencionales con ligadura metálica sus valores fueron intermedios a los de autoligado; sin embargo, las diferencias que pueden existir se deben a la metodología, el diámetro de los arcos, el tipo de ligadura, el tipo de bracket empleado y el grado de flexión (Hemingway et al., 2001; Kusy et al., 1991).

Higa et al. (2016) compararon arcos NiTi .019" x .025" de dos casas comerciales Morelli™ y GAC™ en los distintos sistemas de brackets con pruebas de flexión de .05, .08 y 1 mm obteniendo como resultados: que en brackets convencionales, autoligado activo y pasivo los arcos Morelli™ tienen valores mayores a los GAC™ sin embargo no son resultados estadísticamente significativos; lo que afirma otro estudio (Ibe y Segner, 1998) donde dice que entre distintas marcas de arcos NiTi existen diferencias en la liberación de las fuerzas pero no siendo significativas. En contraste con nuestro estudio solo se obtuvieron datos estadísticamente significativos con el arco Bioforce (GAC™) entre los valores obtenidos de los brackets convencionales con los pasivos y los activos con los pasivos, obteniendo fuerzas mayores en los de autoligado activo seguidos por los convencionales y los pasivos y solo existieron pequeñas diferencias entre los mismos arcos. Otros autores (Phermsang-ngarm y Charoemratrote, 2018) han realizado estudios similares reportando similitudes a los estudios antes mencionados; en uno de ellos su objetivo fue evaluar y comparar el comportamiento de arcos de níquel-titanio tradicionales y termoactivados de diferentes diámetros utilizando brackets convencionales con el propósito de proveer indicaciones para la práctica clínica, sus resultados no fueron estadísticamente significativos entre la comparación de ambos; sin embargo en el grupo de arcos superelásticos .012" si se mostraron diferencias estadísticamente significativas en 1, 2, 3 y 4 mm de deflexión; al igual que los termoactivados mostrando diferencias estadísticamente significativas entre ellos mismos a diferentes grados de deflexión; entre mas era el grado de deflexión mayor era la fuerza requerida, además que los arcos superelásticos mostraron una ligera fuerza mayor de resistencia a la flexión a 2, 3 y 4mm en comparación con los arcos termoactivados pero sin diferencias estadísticamente significativas.

Existen muchas variaciones en la metodología para la evaluación del comportamiento del sistema de brackets con estos tipos de arcos que nos pueden proporcionar resultados distintos, por ejemplo está el estudio (Alavi et al., 2009) donde se realizó la prueba de tres puntos con arcos NiTi .016"; 20 especímenes, un grupo de 10 que fue previamente esterilizado a vapor, otro de 10 que fue previamente esterilizado a calor y un grupo control, en sus resultados no encontraron diferencias significativas entre estos grupos, reportando cambios en sus propiedades por los métodos de esterilización; una metodología distinta a la que utilizamos pero con resultados semejantes.

Los resultados obtenidos en nuestro estudio no están de acuerdo con el estudio de Nakano et al. (1999) en el cual reportan que se obtuvieron grandes variaciones de fuerza en diferentes arcos de níquel-titanio del mismo diámetro en prueba de 3 puntos; sin embargo, observo características como que cada uno de los arcos son intrínsecamente diferentes, como en su composición química, termoactivación, su superficie externa, etc.; propiedades que también observamos en nuestro estudio y que por estas características los valores pueden variar de acuerdo a su manufactura y a las condiciones de las pruebas.

Los resultados obtenidos en nuestro estudio pueden entrar en controversia para la elección de los brackets que se utilizaran en el tratamiento de ortodoncia; además de las diferencias entre las fuerzas liberadas entre las distintas marcas de arcos, es importante que el ortodoncista tome en cuenta estos detalles que le permitan obtener mejores resultados dependiendo su situación clínica. La idea es de realizar la combinación del sistema de brackets de acuerdo a nuestras necesidades, ya sea un sistema que produzca menor fricción con gran disipación de fuerzas producida por los arcos superelásticos que liberan fuerzas ligeras o brackets de gran fricción con arcos que compensen este factor; la ventaja de los arcos superelásticos que generan fuerzas continuas y constantes optimizando el movimiento dental.

4.3 Conclusiones.

Los brackets de autoligado pasivo debido a su sistema de poca fricción muestran las menores resistencias al desplazamiento del arco, seguidos por los brackets convencionales y de autoligado activo que muestran mayor resistencia, sin embargo, no existe una diferencia estadísticamente significativa.

Existen pequeñas diferencias entre las fuerzas de resistencia a la flexión en las distintas marcas de arcos (NeoSentalloy, Copper NiTi de 35°C y Bioforce); solo el arco Bioforce presento valores estadísticamente significativos entre los brackets convencionales con los de autoligado pasivo y los de autoligado pasivo con los activos.

5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

Alavi, S., Raji, S. H., and Ghorbani, A. A. 2009. Effects of steam and dry-heat sterilization on bending properties of NiTi wires. *Orthodontic waves*. 68(3): 123-128.

Al-Waheidi, E.M. 1995. Allergic reaction to níquel orthodontic wire: a case report. *Quintessence Int*. 26(1):385–87.

Amini, F., Rakhshan, V., Pousti, M., Rahimi, H., Shariati, M., and Aghamohamadi, B. 2012. Variations in surface roughness of seven orthodontic archwires: an SEM-profilometry study. *Korean J. Orthod*. 42(3):129-37.

Andreasen, G.F., Heilman, H., and Krell, D.S. 1985. Changes in thermodynamic Nitinol with Increasing Temperature. *Angle orthod*. 55(2):120-126.

Andreasen, G.F., and Morrow, R.E. 1978. Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire. *Am. J. Orthod*. 73(2):143-151.

Andreasen, G.F., and Brady, P.R. 1972. A use hypothesis for 55 Nitinol wires for orthodontics. *Angle Orthod*. 42(2):172-177.

Badawi H.M., Toogood, R.W., Carey, J.P., Heo, G., and Major, P.W. 2009. Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop*.136(4):518-28.

Bartzela, T.N., Senn, C., Wichelhaus, A. 2007. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthod*. 77(6):991-8.

Biermann, M. C., Berzins, D. W., and Bradley, T. G. 2007. Thermal analysis of as-received and clinically retrieved coppernickel-titanium orthodontic arch wires. *Angle Orthod*.77(3):499-503.

Brantley, W. A., Guo, W., Clark, W. A., and Lijima, M. 2008. Microstructural studies of 35 C degrees copper Ni-Ti orthodontic wire and TEM confirmation of low temperature martensite transformation. *Dent. Mater*. 24(2):204-10.

Briceño, J., Espías, A., Sánchez, L., and Briceño, J.M. 2005. Evaluación experimental de aleaciones comerciales de Ni-Ti para determinar su optimización para su uso en ortodoncia. *Dentum*. 5(1):6-10.

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

Chaturvedi, T. 2009. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian. J. Dent. Res*. 20(1):91-8.

Council on Dental Materials and Devices. 1977. New American Dental Association specification no. 32 for orthodontic wires not containing precious metals. *J. Am. Dent. Assoc*.95: 1169–1171.

- Farnaz, P., and Rock, W.P. 2003. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *Eur. J. of Orthod.* 25(4): 417-421.
- Garrec, P., Tavernier, B., and Jordan, L. 2005. Evolution of flexural rigidity according to the cross-sectional dimension of a superelastic nickel titanium orthodontic wire. *Eur. J of Orthod.* 27(2): 402-407.
- Garrec, P., and Jordan, L. 2004. Stiffness in bending of a superelastic Ni-Ti Orthodontic wire as a function of cross sectional dimension. *Angle Orthod.*74: 691-696.
- Geoffrey, R.S. 2001. A Comparison of the Tensile Properties of Nickel Titanium Orthodontic wires. *Am. J. of Orthod. and Dentofac. Orthop.* 119(6):587-593.
- Gómez, F. 2005. Determinación de los niveles de carga-deflexión de los arcos de alambre de níquel-titanio termoactivados y convencionales. *Oral.* 6(19):283-287.
- Graber, T., Vanarsdall, R. and Vig, K. 2006. *Ortodoncia. Principios y Técnicas Actuales.* Madrid. Elsevier.
- Gravina, M. 2004. Fios ortodónticos: propriedades mecânicas delevantes e aplicação clínica. *Rev. Dent. Press ortodon. Ortopedi. Facial.* 9(1): 113-128.
- Gurgel, J., Kerr, S., Powers, J., and Le Crone, V. 2001. Force- deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*120(4): 378-382.
- Han, S., and Quick, D. 1993. Nickel-titanium spring properties in a simulates oral environment. *Angle Orthod.* 63(1): 67-72.
- Hemingway, R., Williams, R.L., Hunt, J.A., and Rudge, S.J. 2001. The influence of bracket type on the force delivery of Ni-Ti archwires. *Eur. J. Orthod.* 23(3):233-41.
- Higa, R.H., Semenara, N.T., and Henriques, J.F.C. 2016. Evaluation of force released by deflection of orthodontic wires in conventional and self-ligating brackets. *Dental Press J. Orthod.* 21(6):91-7.
- Ibe D.M., and Segner, D. 1998. Superelastic materials displaying different force levels within one archwire. *J. Orofac. Orthop.* 59(1):29-38.
- Iwasaki, L.R., Beatty, M.W., Randall, C.J., and Nickel, J.C. 2003. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*123(4):408-15.
- Kusy, R.P. 1997. A review of contemporary archwires. Their properties and characteristics. *Angle Orthod.* 67 (3): 197-208.
- Kusy, R.P., Whitley, J.Q., and Prewitt, M.J. 1991. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod.* Winter. 61(4):293-302.

- Lombardo, L., Marafioti, M., Stefanoni, F., Mollica, F., and Siciliani, G. 2011. Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires. *The Angle Orthod.* 82(3): 507-521.
- Mallory, C.D., Jeryl, D., Powers, M.J., Brantley, W.A., and Bussa, H.I. 2004. Force/deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 126(1): 110-112.
- Meling, T., and Odgaard, J. 2001. Short-term temperature changes influence the force exerted by superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 119(5): 263-273.
- Miura, F., Mogi, M., and Okamoto, Y. 1990. New application of superelastic NiTi rectangular wirw. *J. Clin. Orthod.* 24(9):544-548.
- Miura, F., Mogi, M., Ohura, Y., and Karibe, M. 1988. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 94(1): 89-96.
- Miura, F., Mogi, M., Ohura, Y., and Hamanaka, H. 1986. The super-elastic property of the japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am. J. of Orthod. Dentofac. Orthop.* 90(1): 1-10.
- Miyazaki, S., Ohmi, Y., and Otsuka. 1982. Characteristic of deformation and transformation pseudoelasticity in Ti – Ni alloys. *J. Phys.* 43(12): 225-260.
- Montasser, M.A., El-Bialy, T., Keilig, L., Reimann, S., Jager, A., Bourauel, C. 2013. Force levels in complex tooth alignment with conventional and self-ligating brackets. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 143(4):507-14.
- Mullins, W. S., Bagby, M. D., and Norman, T. L. 1996. Mechanical behavior of thermo-responsive orthodontic archwires. *Dent. Mater.* 12(5):308-14.
- Nakano, H., Satoh, K., Norris, R., Jin, T., Kamegai, T., Ishikawa, F., and Katsura, H. 1999. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 115:390–395.
- Oltjen, J.M., Duncanson, M.G., Ghosh J., Nanda, R.S., and Currier, G.F. 1997. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. *Angle Orthod.* 67:209–218.
- Ortiz, A.J., Fernandez, E., Vicente, A., Calvo, J.L., and Ortiz, C. 2011. Metallic ions released from stainless steel, nickel-free, and titanium orthodontic alloys: Toxicity and DNA damage. *Am. J. of Orthod. Dentofac. Orthop.* 140 (3):115-22.
- Pandis, N., Eliades, T., Partowi, S., and Bourauel, C. 2008. Forces exerted by conventional and self-ligating brackets during simulated first- and second-order corrections. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 133(5):738-42.

- Phermsang-ngarm, P., and 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), 169-175.
- Phillips, R. 1993. *La ciencia de los materiales dentales.* 9a ed. México: Edit. Mc Graw Hill.
- Proffit, W. R., Fields, H. W., and Sarver, D. M. 2013. *Contemporary orthodontics.* St. Louis, Mo: Elsevier/Mosby.
- Quintão, C.C., Cal-Neto, J.P., Menezes, L.M., and Elias, C.N. 2009. Force-deflection properties of initial orthodontic archwires. *World J. Orthod. Spring.* 10(1):29-32.
- Ramos, V., Soldevilla, L., and Mattos, M. 2010. Propiedades mecánicas de tres marcas de arcos ortodóncicos de níquel-titanio termoactivados estudio in vitro. *Rev. Odontol. Sanmarquina.* 13(1):23-7.
- Read-Ward, G.E., Jones, S.P., Davies, E.H. 1997. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *Br. J. Orthod.* 24(4): 309-17.
- Rongo, R., Ametrano, G., Gloria, A., Spagnuolo, G., Galeotti, A., and Paduano, S. 2014. Effects of intraoral aging on surface properties of coated nickel-titanium archwires. *Angle Orthod.* 84(4):460-7.
- Sandoval, V. P., Lara, A., Minte, H. C., and Gutiérrez, M. P. 2012. Caracterización de los alambres termoactivados para uso ortodóncico: reporte de caso. *Int. J. of odontostomatol.* 6(1), 65-70.
- Santoro, M., and Beshers, D.N. 2000. Nickel-titanium alloys: Stress-related temperature transitional range. *Am. J. orthod. Dentofacial Orthop.* 118:695-692.
- Santoro, M., Nicolay, O. F., and Cangialosi, T. J. 2001. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges. *Am. J. of Orthod. Dentofac. Orthop.* 119(6), 587-593.
- Segner, D., Ibe, D. 1995. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur. J. Orthod.* 17: 395-402.
- Teramoto, A. 1999. Evolución de las aleaciones de Níquel-titanio en ortodoncia. *Orto. Latina.* 1(2):6-8.
- Torres, V. R., Galarza, L. S., and Vela, M. M. 2010. Propiedades mecánicas de tres marcas de arcos ortodóncicos de níquel-titanio termoactivados. Estudio in vitro. *Odontología Sanmarquina.* 13(1):23-27.
- Torstein, R.M. 1998. The effect of short-term temperature changes on the mechanical properties of rectangular nickel titanium archwires tested in torsion. *Angle orthod.* 68(4):369-376.

Uribe, G. A. Ortodoncia Teoría y clínica. 2ª Ed. Medellín, Editorial Centro de Estudios Públicos, 2010. p.1312.

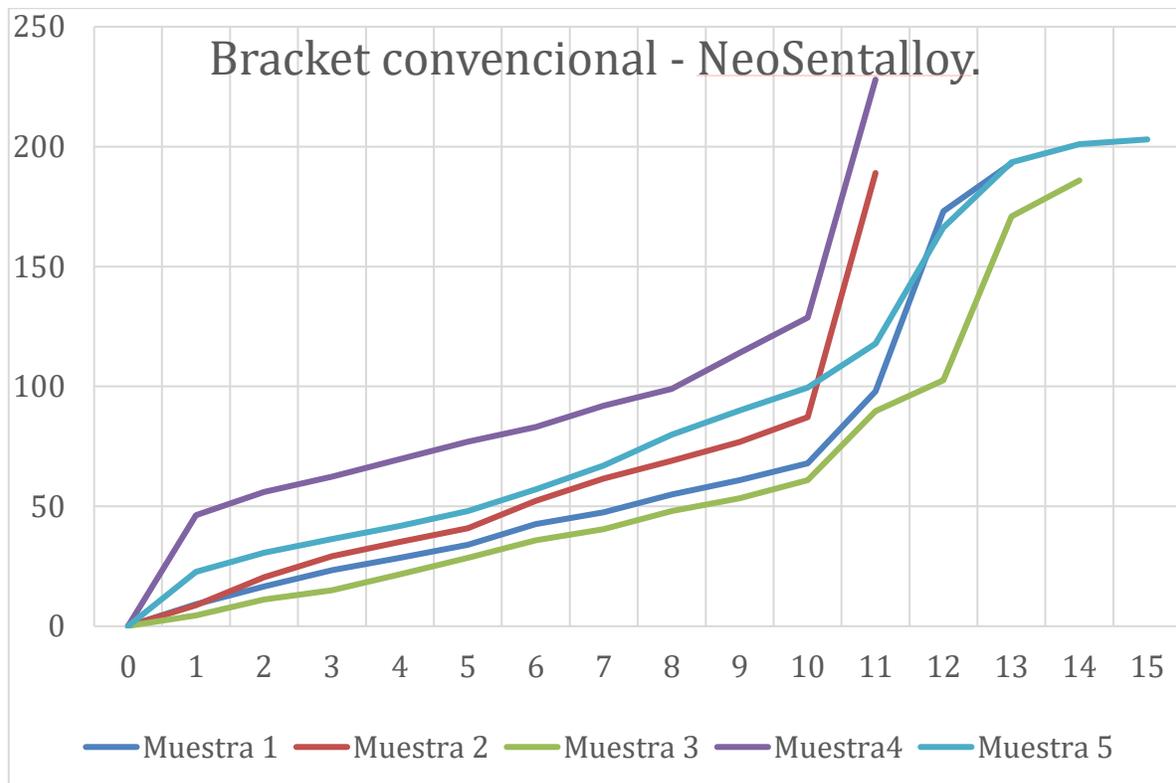
West, A.E., Jones, M.L., and Newcombe, R.G. 1995. Multiflex versus superelastic: A randomized clinical trial of the tooth alignment ability of initial arch wires. Am. J. of Orthod. Dentofac. Orthop.108(5): 464-71.

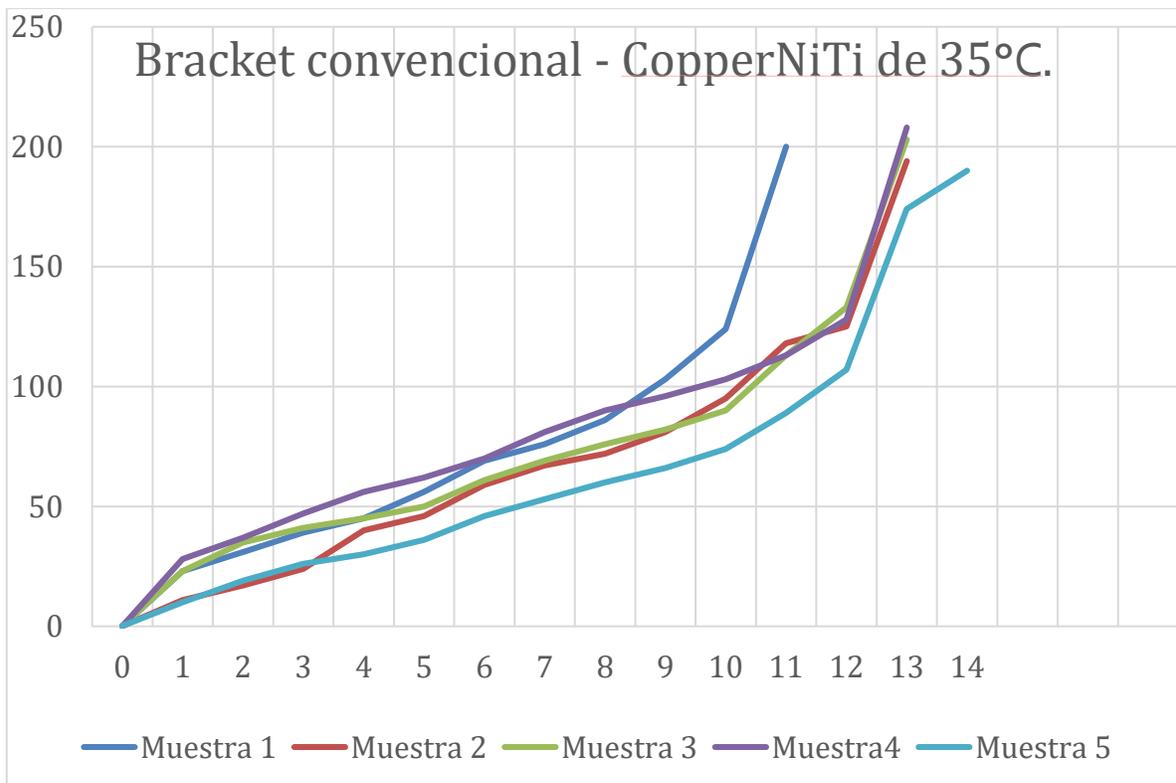
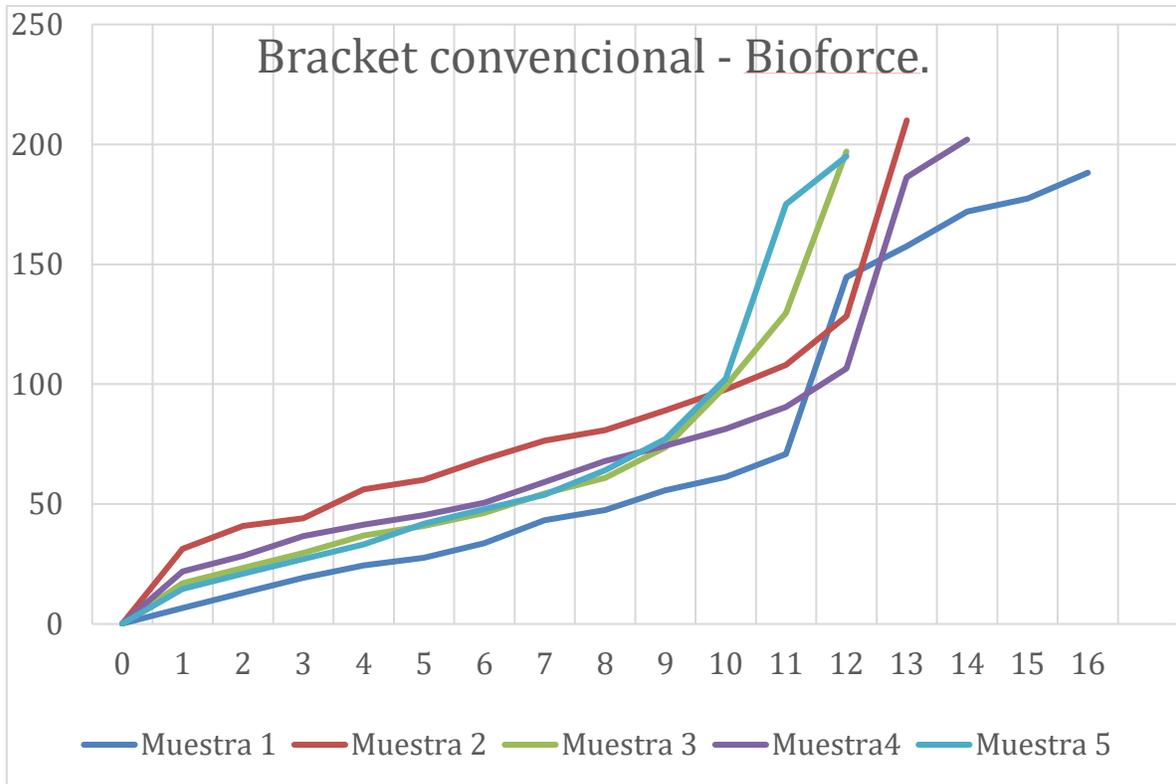
Zinelis, S., Annouski, O., Eliades, T., and Makou, M. 2004. Elemental Composition of Brazing Alloys in Metallic Orthodontic Brackets. Angle Orthod. 74(3):394-9.

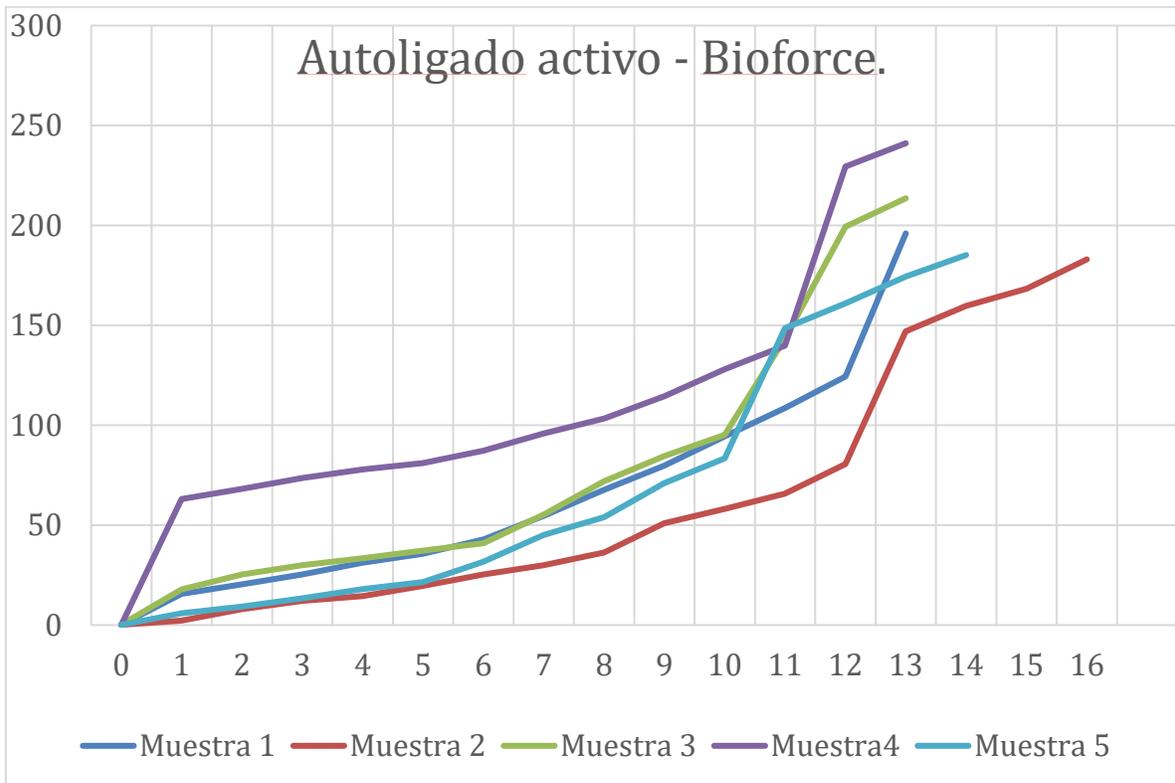
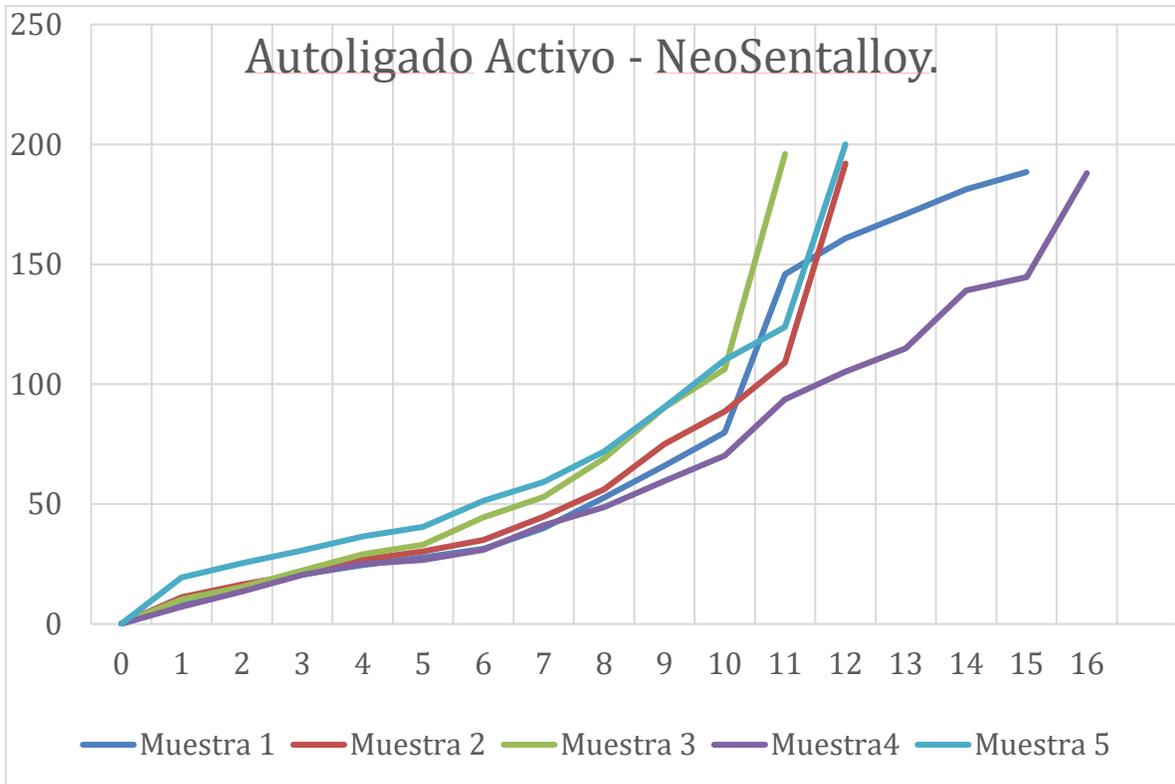
6. APÉNDICE.

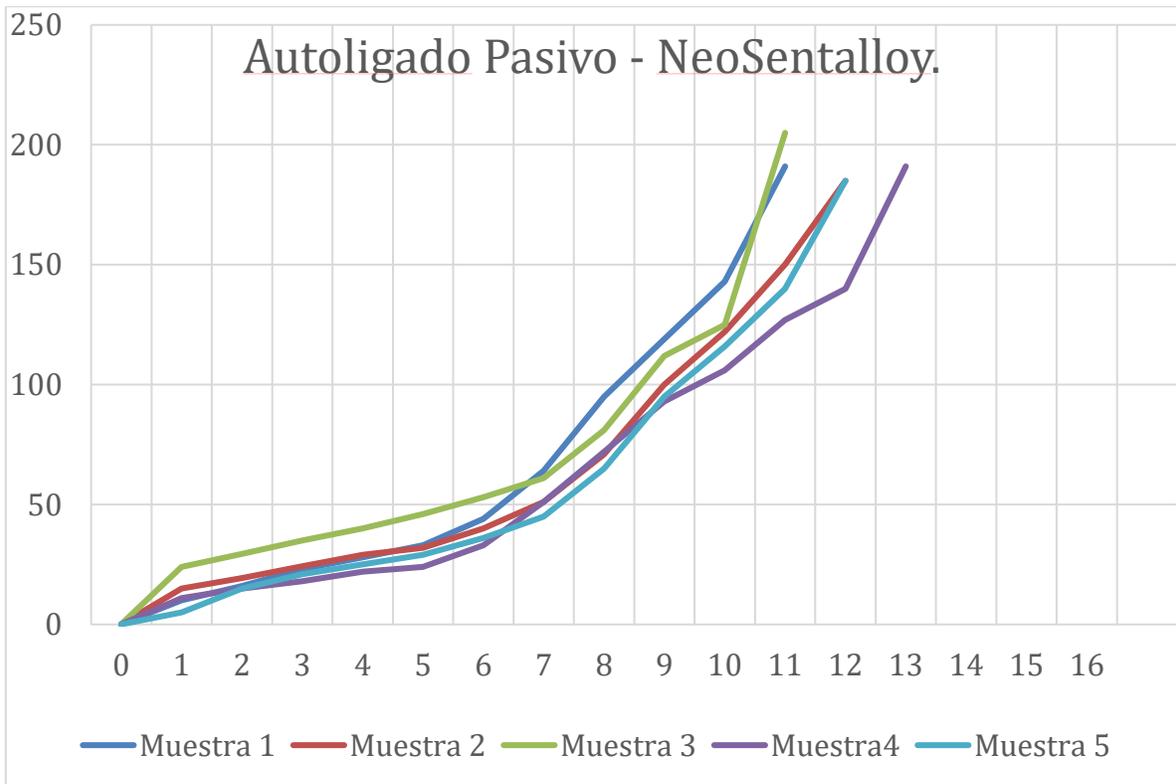
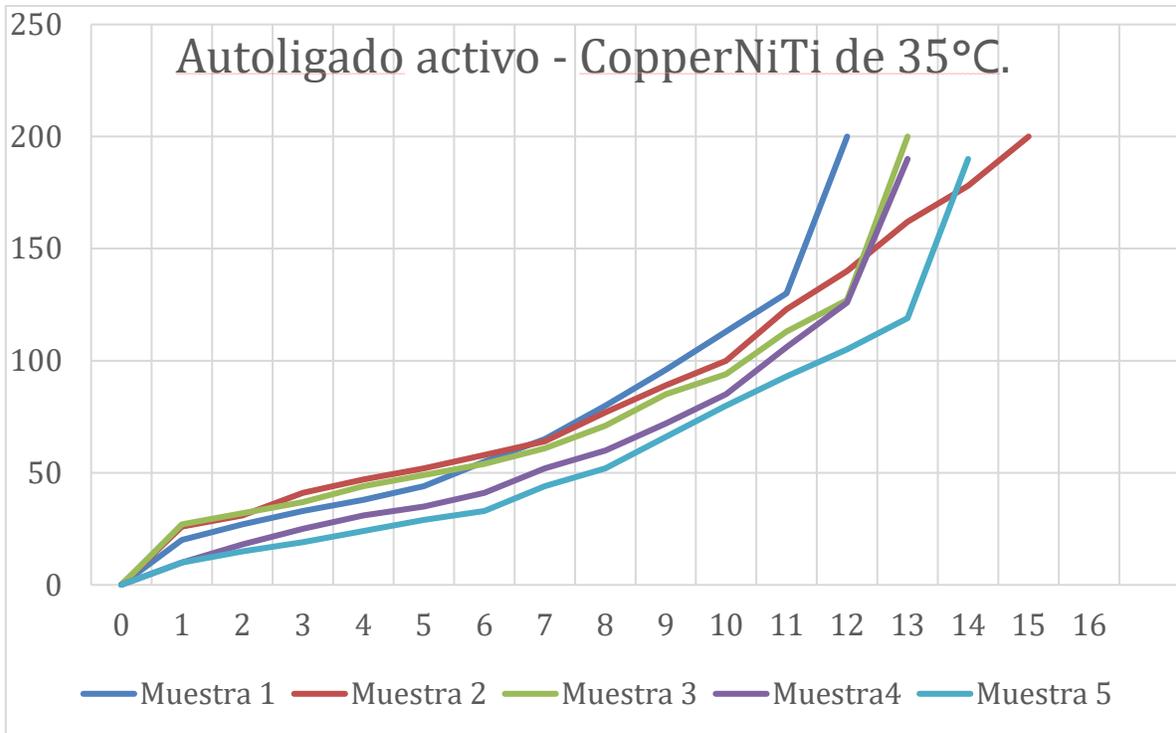
Ya que se ordenaron los resultados de cada una de las muestras se prosiguió a realizar graficas del comportamiento de cada uno de los arcos 0.019" x 0.025" de níquel- titanio (Bioforce (GAC), NeoSentalloy (GAC) y Copper NiTi de 35°C (ORMCO)) junto con cada uno de los grupos de brackets: brackets convencionales (3M Unitek™ Gemini), autoligado activo (GAC™ In-Ovation R CCO) y pasivo (Borgatta® Roth Platinum).

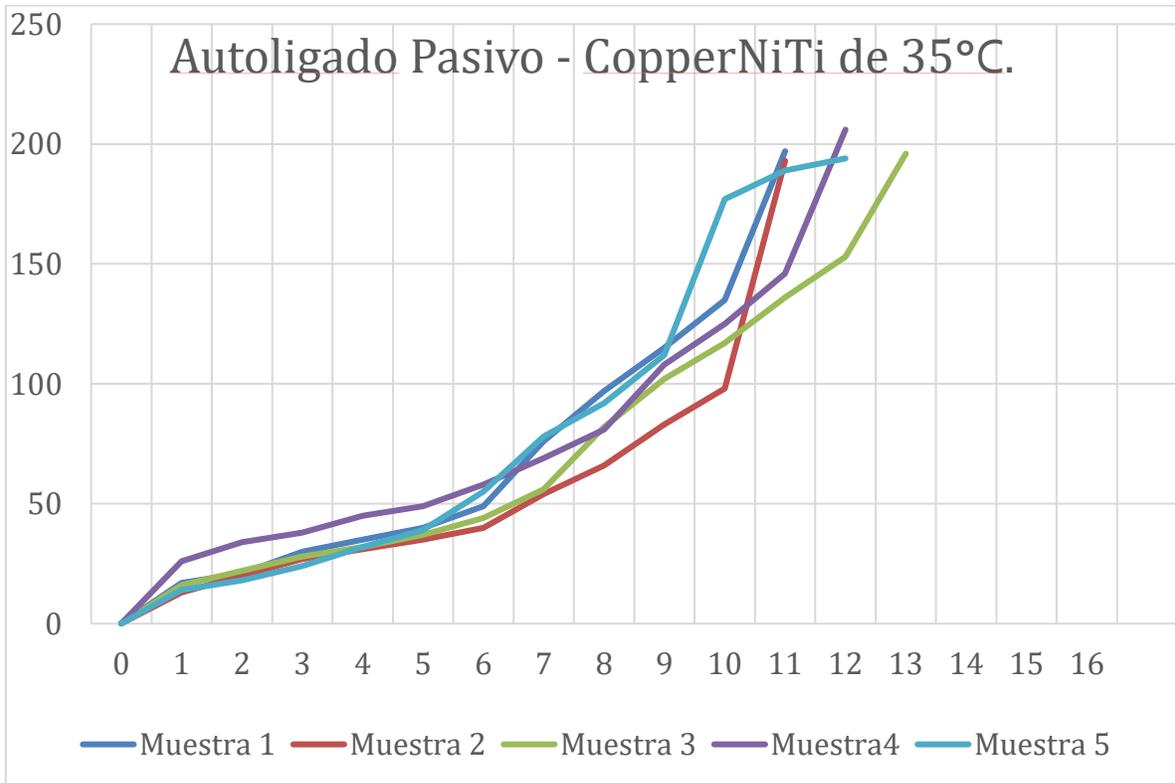
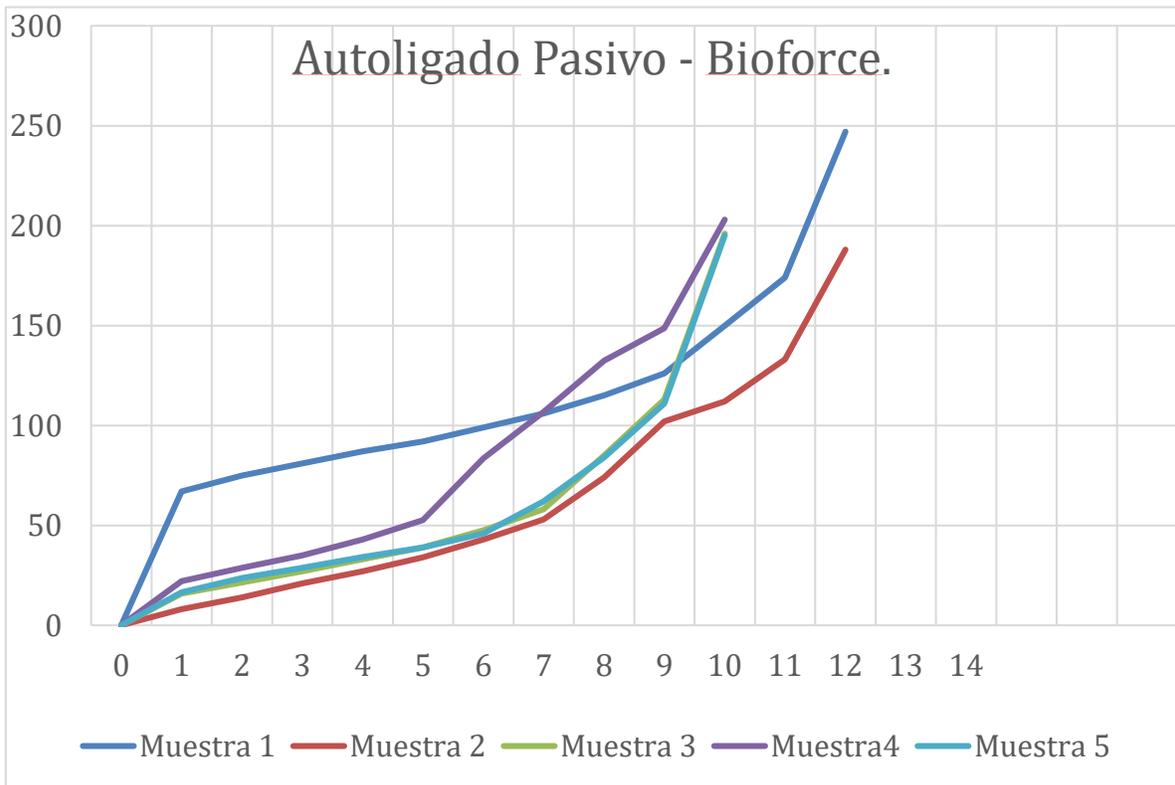
A continuación, se presentarán las gráficas con el tipo de arco y bracket que corresponda; la "x" corresponde a la fuerza medida en Newtons (N) y la "y" corresponde a los segundos, recordando que se realizó una flexión de 3 mm a una velocidad de 1mm/min. Al observar estas graficas podemos determinar el comportamiento durante la flexión de cada arco de níquel-titanio en conjunto con los distintos sistemas de brackets y poder realizar comparaciones entre las distintas marcas comerciales.











Como sugerencia para dar continuidad a la investigación y poder obtener diferencias estadísticamente significativas, se pudiera hacer la comparación entre los distintos sistemas de brackets (convencionales, autoligado activo y pasivo) con arcos de diferentes calibres, incluir arcos redondos y rectangulares, que haya un margen más amplio de comparación. Otra sugerencia sería realizar la comparación en brackets convencionales con arcos ya sean redondos o rectangulares ligándolos con elementos elastómeros y ligadura metálica y ver la diferencia de estas dos maneras de ligar al arco y como implica en el juego de bracket – arco observando su comportamiento.