

**DETERMINACIÓN DE LA FUERZA REQUERIDA DURANTE 1 MINUTO PARA  
DESPLAZAR 1 mm ARCOS DE GUMMETAL, NITINOL Y ACERO. ESTUDIO IN  
VITRO**

**AUTORES**

**ADRIANA ROJAS SÁNCHEZ**

**MIGUEL ALEJANDRO RODRÍGUEZ FORERO**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO – UNICOC**

**ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA**

**POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**

**BOGOTÁ D.C., 2017**

**DETERMINACIÓN DE LA FUERZA REQUERIDA DURANTE 1 MINUTO PARA  
DESPLAZAR 1 mm ARCOS DE GUMMETAL, NITINOL Y ACERO. ESTUDIO IN  
VITRO**

ADRIANA ROJAS SÁNCHEZ

MIGUEL ALEJANDRO RODRÍGUEZ FORERO

**ASESOR CIENTÍFICO:**

Dr. Roberto Velásquez Torres

Odontólogo Especialista en Ortodoncia

**ASESORA METODOLÓGICA:**

Dra. Diana Parra

Odontóloga Bioestadística

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO – UNICOC**

**ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA**

**POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**

**BOGOTÁ D.C., 2017**

## **DEDICATORIA**

A todos los que no creyeron en nuestras capacidades. A quienes esperaban nuestro fracaso en la culminación de nuestros estudios. A todos los que supusieron que no lo lograríamos, a todos ellos les dedicamos esta tesis.

## **AGRADECIMEINTOS**

A nuestras familias, por su incondicional apoyo.

Al departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Colombia por el desarrollo de las pruebas mecánicas en sus laboratorios. Al Ingeniero Carlos Navarro y a la estudiante de Ingeniería Laura Vallejo por el diseño del montaje y por sus valiosos aportes.

Al Doctor Roberto Velásquez por su labor como Maestro, con su esfuerzo y dedicación es un ejemplo como profesional que nos ha inspirado a ampliar nuestros conocimientos.

## Tabla de contenido

<b>1. ASPECTOS TEÓRICO - CIENTÍFICOS</b> .....	<b>1</b>
<b>1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b> .....	<b>1</b>
1.1.1 Pregunta de investigación .....	3
<b>1.3 PROPÓSITO DE LA INVESTIGACIÓN</b> .....	<b>4</b>
<b>1.4 ANTECEDENTES</b> .....	<b>4</b>
<b>1.5 MARCO TEÓRICO</b> .....	<b>5</b>
1.5.1 Principios biomecánicos .....	5
1.5.2 Arco de acero inoxidable .....	6
1.5.2.1 Composición .....	6
1.5.2.2 Características .....	7
1.5.2.3 Aplicaciones .....	8
1.5.3 Arcos de nitinol .....	8
1.5.3.1 Composición .....	8
1.5.3.2 Características .....	8
1.5.3.3 Aplicaciones .....	9
1.5.4 Arco Gummetal .....	10
1.5.4.1 Composición .....	10
1.5.4.2 Características .....	11
1.5.4.3 Aplicaciones .....	11
1.5.5 Multiloop edgewise archwire meaw .....	11
1.5.6 Máquina universal de ensayos .....	13
<b>1.6 OBJETIVOS</b> .....	<b>15</b>
1.6.1 Objetivo general .....	15
1.6.2 Objetivos específicos .....	15
<b>2. ASPECTOS METODOLÓGICOS</b> .....	<b>16</b>
2.1 TIPO DE ESTUDIO .....	16
2.2 OBJETO DE ESTUDIO .....	16
2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN .....	16
2.4 VARIABLES DE ESTUDIO .....	16
2.4.1 Variables independientes .....	16
2.4.2 Variables dependientes .....	17
2.5 INSTRUMENTO DE MEDICIÓN .....	17
2.6 MUESTRA .....	17
2.7 MATERIALES Y MÉTODOS .....	17
2.8 ANÁLISIS ESTADÍSTICO .....	20
<b>3. RESULTADOS</b> .....	<b>22</b>
<b>4. DISCUSIÓN</b> .....	<b>24</b>
<b>5. CONCLUSIONES</b> .....	<b>26</b>
<b>6. REFERENCIAS</b> .....	<b>27</b>

## 1. ASPECTOS TEÓRICO - CIENTÍFICOS

### 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En los tratamientos de Ortodoncia se aplican conocimientos de física y biomecánica que permiten la aplicación de sistemas de fuerza sobre los dientes, produciendo los movimientos que deben ser predecibles por el Ortodoncista. (1) estos movimientos se logran gracias a la fuerza que producen los arcos de alambre sobre el bracket y este la transmite al diente y al hueso.(1)

Las características independientes de cada aleación las hacen ideales para las diferentes fases del tratamiento, de esta forma los arcos con más elasticidad se utilizan en las fases iniciales y los arcos rígidos se utilizan en las fase de trabajo y finalización. (6)

La fuerza necesaria para lograr la deformación de un alambre se denomina razón de carga-deflexión; los alambres que presentan una curva alta de carga-deflexión, no permiten la corrección efectiva de las malposiciones dentales, y no proveen las fuerzas ligeras y continuas, ideales en Ortodoncia. Esta característica influye en el aumento del tiempo en el que se realiza el tratamiento, el dolor referido por el paciente mientras usa la aparatología, y la presencia de reabsorciones radiculares.(1)

En la década de 1970, Young H. Kim, desarrolló el Multiloop Edgewise Archwire (MEAW), caracterizado por uso de múltiples dobleces en forma de L.

Las ansas, confieren a este arco una curva de carga-deflexión baja por lo cual es ideal para la corrección de las diferentes maloclusiones y permite especialmente el cambio del plano oclusal, objetivo fundamental de la técnica de MEAW.(1)

Sin embargo presenta desventajas como el tiempo que se requiere para la confección de las ansas, y la incapacidad del acero de poder retornar a su forma inicial sin fatigarse y llegar a la ruptura. La necesidad de una aleación que no requiera dobleces para evitar fuerzas excesivas, que permita el control del torque y que produzca movimientos rápidos con menos fuerza, llevó a la Rocky Mountain Morita Corporation a la fabricación de arcos ortodónticos con el Gummetal. (13)

Esta aleación presente en el mercado Japonés desde el 2005 presenta bajo módulo de elasticidad, alta resistencia, gran deformación elástica y super plasticidad con excelentes resultados clínicos. (5)

Actualmente en la clínica de Ortodoncia de UNICOC Bogotá, en la técnica de MEAW se utiliza la aleación de Gummetal.

Esta no se ha comercializado en el mercado latinoamericano, y se requieren más estudios sobre las características de este arco para su implementación en las distintas técnicas ortodónticas.

### **1.1.1 Pregunta de investigación**

¿Cuál es la fuerza requerida durante un minuto para lograr una deflexión de 1mm en un alambre de Gummetal, Nitinol, Acero, Acero Multiansas y Gummetal Multiansas calibre 0.018x0.022, evaluado en la máquina universal de ensayos?

### **1.2 JUSTIFICACIÓN**

En ocasiones la información de las casas comerciales sobre sus productos no siempre es objetiva y completa como debiera; en ocasiones la desinformación por parte del profesional y su incapacidad de comprender las propiedades de un material específico lo llevan a su uso inapropiado.

Se deben realizar estudios comparativos entre las diferentes aleaciones para determinar la cantidad de fuerza que estos expresan en ciertas condiciones y de esta forma escoger la aleación más adecuada para cada caso en particular.

Las aleaciones contemporáneas como el Gummetal requieren de más estudios para informar al profesional sobre la diferencia de sus componentes con las otras aleaciones como el Acero inoxidable y el Nitinol.

Se deben generar fundamentos científicos para la aplicación de las aleaciones en las diferentes técnicas ortodónticas.

### **1.3 PROPÓSITO DE LA INVESTIGACIÓN**

Este estudio tiene como propósito profundizar el conocimiento sobre la curva carga- deflexión que se generan en las aleaciones de Acero, Nitinol, y Gummetal, por medio de pruebas experimentales en la máquina universal de ensayos, la cual aporta evidencia con un alto grado de confiabilidad, para el uso de éstas aleaciones en las técnicas ortodónticas teniendo soporte científico sobre el comportamiento de éstos alambres en condiciones específicas.

### **1.4 ANTECEDENTES**

Se han realizado diferentes estudios en los cuales se ha combinado la Ingeniería con la Odontología, gracias a esto se han desarrollado nuevas tecnologías y se ha sacado su máximo provecho.(3)

En el campo de la Ortodoncia se hace necesario el desarrollo constante de materiales que permitan al ortodoncista realizar los tratamientos con mayor eficacia sin generar ningún tipo de lesión al paciente, generando la necesidad de estar investigando constantemente el comportamiento de los materiales utilizados para mejorar su desempeño. (3)

En el 2001 el doctor Yang en Seoul, Korea. Realizo una prueba la cual consistía en someter arcos de NiTi, TMA y el arco Multiloop del doctor Kim, a fuerzas verticales para ver su comportamiento frente a una carga, evaluando su nivel de deflexión. Esta prueba se realizó en el Instron, comprobando la eficacia de los

dobleces en el arco multiloop en el momento de disminuir la fuerza frente a una carga mejorando el desempeño en los movimientos ortodónticos. (8)

## **1.5 MARCO TEÓRICO**

### **1.5.1 Principios biomecánicos**

Los alambres almacenan energía, que luego liberan, traduciéndose en fuerzas activas, generando estímulos en el ligamento periodontal, dando lugar a cambios químicos, biológicos, celulares y moleculares produciendo el movimiento dental.(7)

La selección adecuada de la aleación y la sección transversal del alambre, permite al ortodoncista controlar los niveles de fuerza y magnitud necesarios para mover los dientes en forma eficiente.(7)

Los alambres están formados por moléculas, fuerzas cohesivas altas, y átomos los cuales sufren cambios internos y externos que dependen de variables importantes como el material de fabricación, la longitud y la distancia intra e interbracket.(7)

Es decir que por cada unidad de Fuerza hay una unidad de deflexión del alambre y este comportamiento se mantiene hasta un punto de la curva llamado el límite proporcional o límite elástico. En este punto, si se suspende la Fuerza el alambre retorna a su forma original en un ciento por ciento sin deformarse, pero si es superado el límite proporcional el alambre se deformara y no recuperara su forma original.(3)

La resistencia es la capacidad de un alambre de soportar una carga que lo deforma sin exceder el límite de deformación plástica es decir qué tanto se puede

deformar un alambre sin exceder el límite del material y no producir una deformación permanente.(10)

La tensión como la deformación se refiere al estado interior del material y dependen del tipo de aleación y de la sección transversal o diámetro del alambre la tensión o esfuerzo es la distribución interna de la carga.

La relación entre la tensión y la deformación es siempre igual hasta el límite. Por cada unidad de tensión se produce una unidad de deformación. Dentro del rango elástico la carga es directamente proporcional a la deformación para aquellos materiales que se adhieren a esta ley de deformación constante entre la tensión y la deformación (Ley de Hooke).(8)

El módulo de elasticidad o módulo de Young es la constante de la relación lineal en la Ley de Hooke. Representa la pendiente bajo la curva y se define como el ratio entre el estrés tensil o compresivo y la deformación bajo el límite elástico. Cuanto menor sea la pendiente mayor será la elasticidad del alambre.(8)

La resiliencia representa la cantidad de energía almacenada disponible para mover uno o más dientes. La fatiga describe la cantidad de deformación permanente que puede resistir un alambre antes de fallar en forma definitiva. (8)

## **1.5.2 Arco de acero inoxidable**

### **1.5.2.1 Composición**

Está compuesto 18 % de cromo, 8 % de níquel y menos del 0,20 % de carbono.(12)

### **1.5.2.2 Características**

En 1940 el acero austenítico comenzó a desplazar al oro como primera aleación para alambres ortodónticos. Con características de dureza mediana, elasticidad, maleabilidad y dureza.(8)

Las aleaciones de acero deben en gran parte su dureza a la presencia de carbonos intersticiales en su microestructura y al proceso de fabricación, ambos contribuyen a que posea un elevado campo de trabajo y módulo de elasticidad.

Los alambres de acero poseen valores de campos de fuerza elevados, entre 50 000 y 280 000 psi; si estos valores son más elevados, el alambre se puede tornar quebradizo. Los valores del módulo de elasticidad varían entre 23 000 000 y 29 000 000 psi, por lo que es necesario que se utilicen alambres de diámetro pequeño para alinear los dientes que se encuentran mediana o severamente desplazados.(10)

La relación entre el campo de trabajo y el módulo de elasticidad indican que las aleaciones de acero poseen baja recuperabilidad en comparación con las nuevas aleaciones.(10)

La energía almacenada en un alambre de acero activado es menor que la de los alambres de nitinol, lo cual significa que los alambres de acero producen fuerzas que se disipan en cortos períodos, por lo que se requieren activaciones frecuentes o cambios de arco.(10)

### **1.5.2.3 Aplicaciones**

Este alambre está indicado para trabajar durante todas las fases del tratamiento.

Sin embargo, una reducción del diámetro del alambre resulta un pobre ajuste de él en el slot del bracket, lo que puede causar pérdida del control durante los movimientos dentarios. (8)

Los alambres de acero presentan bajos niveles de fricción entre el bracket y el alambre, pueden ser soldados y presentan buena resistencia a la corrosión; muy usados en la aparatología removible, para técnicas fijas; se presentan en forma de rollos, varillas o preformados y pueden ser rectangulares, cuadrados o redondos. (8)

Podemos encontrar alambres de acero con diferentes grados de dureza clasificados en estándar duroelástico y extraduroelástico, los que responden perfectamente a las exigencias específicas de las etapas de la técnica utilizada. Las formas de presentación comienzan en el 0,016" hasta el 0,021"x 0,025".(8)

### **1.5.3 Arcos de nitinol**

#### **1.5.3.1 Composición**

Compuesto por 52 % de níquel, 45 % de titanio y 3 % de cobalto. (3)

#### **1.5.3.2 Características**

Se introdujo en Ortodoncia en 1971 por Andreasen. Su comportamiento es super elástico y genera fuerzas uniformes; se presentan redondos, cuadrados y rectangulares, más utilizados en forma de arcos preformados para las primeras

fases del tratamiento, sobre todo alineación y nivelación. No permite la confección de ansas ni el control de torque en las fases de trabajo y finalización, mantiene una fuerza suave y constante que evita la formación de áreas hialinizadas. (3)

### **1.5.3.3 Aplicaciones**

Aunque los científicos conocían algunas propiedades del Nitinol desde los años 1932, las primeras aplicaciones prácticas no comenzaron a desarrollarse hasta 30 años más tarde en los laboratorios de la marina de los EE.UU. William Beuhler descubrió una aleación de Níquel (Ni) y Titanio (Ti) que presentaba estas propiedades, en un programa de investigación encaminado a la obtención de una aleación con alta resistencia a la corrosión. El equipo de investigadores que lo descubrió bautizó el nuevo material con el nombre de Nitinol (acrónimo de Ni-Ti-Naval Ordnance Laboratory). Esta aleación tiene propiedades de memoria de forma espectaculares. (6)

La memoria de forma se manifiesta cuando, después de una deformación plástica, el material recupera su forma. Es un material con una recuperación excelente y con una muy baja rigidez. Esto es de vital importancia en ortodoncia, ya que las fuerzas de baja intensidad mantenidas de manera continua son las que han demostrado una mayor efectividad y un menor período de tratamiento en la corrección de maloclusiones dentales. (6)

Presentan bajo módulo de elasticidad 4 800 000 000 psi y una fuerza tensil de 240000 psi que les permite soportar grandes deflexiones elásticas, lo que se refleja en su gran recuperabilidad. (4)

La flexibilidad y la recuperabilidad son las principales características de estos alambres que los hacen tener amplio uso en la clínica, ya que se pueden usar desde las etapas iniciales, sin activaciones ni cambios de arco se logra gran control sobre los movimientos del diente como son la corrección de las rotaciones, nivelación y torque. (6)

Las desventajas de este alambre están en su incapacidad para ser doblado, por lo que deben ser usados preferiblemente en aparatos preajustados; no permiten ser soldados pues se hace difícil colocar ganchos y topes, además, por su baja rigidez no permiten la estabilidad necesaria, por lo que no deben ser utilizados para la finalización de un tratamiento de ortodoncia. (6)

La fricción que se produce entre el alambre y el *bracket* es mayor que la que se produce con los alambres de acero. (13)

Existen diversas opiniones en relación con su resistencia a la corrosión, algunos plantean que es tan resistente como los alambres de acero, mientras que otros han determinado que el nitinol es más susceptible a la corrosión que otras aleaciones ortodónticas. (18)

#### **1.5.4 Arco Gummetal**

##### **1.5.4.1 Composición**

Es producido por la Rocky Mountain Morita Corporation. Se caracteriza por ser elaborado en frío. Es una aleación de titanio 36% niobio, 2 tantalio, 3 circonio Y Oxígeno (Ti-23Nb-0.7Ta-2Zr-1.2 O).(20).

#### **1.5.4.2 Características**

Es una aleación relativamente nueva que salió al mercado japonés y tiene unas características particulares. Es utilizando desde la década pasada en Japón y actualmente solo es comercializado allí.

La elaboración es en frío, no tiene metales tóxicos, presenta un módulo de elasticidad ultra bajo, resistencia muy alta de 1100 MPA, súper plasticidad, súper elasticidad, no hay endurecimiento sin cambio mecánico (al doblarse), no hay transformación (deformación elástica verdadera), deformación no lineal (características de un caucho), no tiene ley de Hooke y su estructura es parecida a la forma del mármol. (12)

Es la primera aleación en el mundo que combina un valor extremadamente bajo de módulo de Young con una resistencia extremadamente alta. (2)

#### **1.5.4.3 Aplicaciones**

Esta aleación se usa actualmente en los tratamientos ortodónticos. Lo encontramos en calibres de 0.012 a 0.021x0.025. El Gummetal podemos utilizarlo en fases de trabajo y finalización. (2)

#### **1.5.5 Multiloop edgewise archwire meaw**

La técnica Arco de Canto multiansas (*Multiloop Edgewise Archwire*), fué desarrollada en los años 60 por Young H. Kim. , quien enseña Ortodoncia Clínica

en las Universidades de Boston, Tufts, y Harvard, en Massachusetts. Por otro lado, se ha destacado la labor de investigación y la impresionante casuística expuesta por el Prof. Sadao Sato de la Universidad de Kanagawa, Japón; el doctor Sato ha revolucionado las bases científicas del diagnóstico en Ortodoncia, con sus demostraciones acerca de la importancia del plano oclusal en la etiopatogenia de las maloclusiones. (16) (7)

Esta técnica se utiliza especialmente para el manejo no quirúrgico de las mordidas abiertas y pacientes con maloclusiones clase III. Esta técnica se basa en la aplicación de fuerzas ligeras en los dientes, gracias a la baja curva de carga-deflexión que producen las ansas. (16) (7)

El componente vertical de las ansas sirve como rompe fuerzas entre los dientes. El componente horizontal de las ansas permite el control de la relación vertical de cada diente. (16) (7)

Las activaciones del tipback en el segmento posterior del alambre producen el enderezamiento de los dientes posteriores. (16)

La filosofía del tratamiento, incluye un proceso de diagnóstico integral, en el que se destaca el diagnóstico cefalométrico desarrollado por Kim, con especial énfasis en la determinación de los patrones de crecimiento vertical y anteroposterior y su relación con el plano oclusal. El ODI (overbite deep indicator) indicador de la profundidad del entrecruzamiento y el APDI (anteroposterior dysplasia indicator) indicador de la displasia anteroposterior, conjugados a través del CF(combination factor) factor de combinación, proporcionan valores muy importantes para la

planificación del tratamiento, especialmente en lo concerniente a la necesidad o no de realizar extracciones, o a la posibilidad de plantear un tratamiento quirúrgico.

El arco con multiansas permite cambiar la inclinación de los dientes, corregir inclinación de planos oclusales, y correcciones sagitales. (16) (7)

En un estudio comparativo de los valores de carga deflexión en diferentes diseños y tipos de arcos, se determinó que los valores encontrados para los arcos multiansas confeccionados en alambres de acero .016" x .022", eran muy similares a los de los alambres de titanio-molibdeno y níquel titanio, con la ventaja de permitir una mayor elasticidad individual en los segmentos interansas y por consiguiente, la posibilidad de efectuar movimientos individuales en cada diente. (16)

Los arcos *MEAW* se confeccionan incorporando 10 u 8 *loops*, hacía distal en cada arco. El diseño de las ansas consiste en dos brazos verticales y dos horizontales realizados en alambre de acero .016" x .022" con forma de arco ideal. El *slot* original recomendado por Kim, es de .018". (16) (7)

### **1.5.6 Máquina universal de ensayos**

La serie AGS-X de Shimadzu® cubre las diferentes necesidades del mercado para clientes que requieren máquinas de alta precisión. Todos sus modelos incluyen control por desplazamiento (mm/min), fuerza (N/s), tensión (MPa/s) y deformación (%/min). Además, cuentan con un sistema de autodiagnóstico que permite ensayar muestras desconocidas sin necesidad de realizar ensayos previos con el

fin de realizar ajustes de los parámetros de control PID para poder realizar el ensayo real posteriormente. (18)

Dispone de un panel de control integrado que permite la operación manual de la máquina sin necesidad de conectarla a una PC. (18)

La precisión en la medida de la fuerza es mejor al 0,5 %, desde el valor nominal de la célula hasta el valor nominal de fuerza. La conexión entre máquina y pc es a través de un puerto USB y gracias a ello el muestreo máximo de datos es de 1000 datos por segundo, en todos los canales, sin límite en tiempo. Las máquinas de la serie AGS-X se conectan al software Trapezium X. (18)

Características:

- Capacidad de carga de 1N a 10kN/20kN/50kN
- Precisión de célula de carga mejor que +/-0.5% hasta 1/500
- Muestreo real: 1000 datos / segundo por canal sin límite de tiempo en todos los canales
- Panel de membrana de control de ensayo sin conexión a pc
- Control automático en ensayos por carga o tensión o deformación
- Conexión máquina- pc vía USB2, sin tarjetas adicionales en pc
- Diseño ergonómico
- Función de descarga automática de precarga antes del ensayo producida por el apriete de la mordazas

- Rango de Velocidad de ensayos 0,001mm/min. a 1000mm/min. sin límite en carga
- Rigidez de estructura declarada en todos los modelos
- Única con dos pulsadores de seguridad, uno a cada lado
- Servomotor libre de mantenimiento
- Software Trapezium X en castellano (Opcional)

Ha sido el best - seller en el mercado japonés desde su lanzamiento en 1958. (18)

## **1.6 OBJETIVOS**

### **1.6.1 Objetivo general**

Determinar la fuerza requerida durante 1 minuto para lograr una deflexión de 1 mm en el Gummetal, Nitinol, Acero, Acero Multiansas y Gummetal multiansas de calibre 0.018x0.022 aplicada en la máquina universal de ensayos.

### **1.6.2 Objetivos específicos**

1. Cuantificar la fuerza requerida durante 1 minuto para la deflexión de 1mm de arcos Gummetal, Nitinol, Acero, Acero multiansas y Gummetal multiansas, calibre 0.018x0.022, evaluados en el Instron.
2. Comparar la fuerza requerida durante 1 minuto para la deflexión de 1mm de los cinco tipos de arco calibre 0.018x0.022.

## **2. ASPECTOS METODOLÓGICOS**

### **2.1 TIPO DE ESTUDIO**

Estudio cuasi experimental In vitro

### **2.2 OBJETO DE ESTUDIO**

Fuerza que se requiere para desplazar 1mm los arcos de Acero, Nitinol, Gummetal y Multiansas calibre 0.018 x 0.022.

### **2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN**

Arco Acero 0.018x0.022

Arco Nitinol 0.018x0.022

Arco Gummetal 0.018x0.022

Arco Multiansas Gummetal 0.018x0.022

Arco Multiansas Acero 0.018x0.022

### **2.4 VARIABLES DE ESTUDIO**

#### **2.4.1 Variables independientes**

Arco Multiansas Acero 0.18x0.22

Arco Acero 0.18x0.22

Arco Nitinol 0.18x0.22

Arco Multiansas Gummetal 0.18x0.22

Arco Gummetal 0.18x0.22

## **2.4.2 Variables dependientes**

Fuerzas requeridas para lograr 1mm de desplazamiento por minuto.

## **2.5 INSTRUMENTO DE MEDICIÓN**

Máquina Universal de pruebas. Marca Shimadzu®Modelo Autograph AG-IS 5KN

## **2.6 MUESTRA**

5 arcos Nitinol 0.018 x 0.022

5 arcos Acero inoxidable 0.018 x 0.022

5 arcos Gummetal 0.018 x 0.022

5 arcos Multiansas en Acero inoxidable 0.018 x 0.022

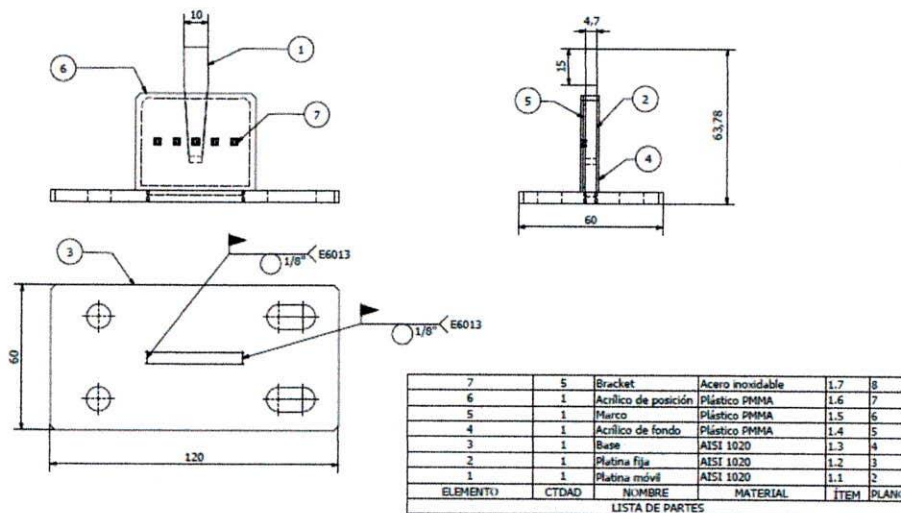
5 arcos Multiansas en Gummetal inoxidable 0.018 x 0.022

## **2.7 MATERIALES Y MÉTODOS**

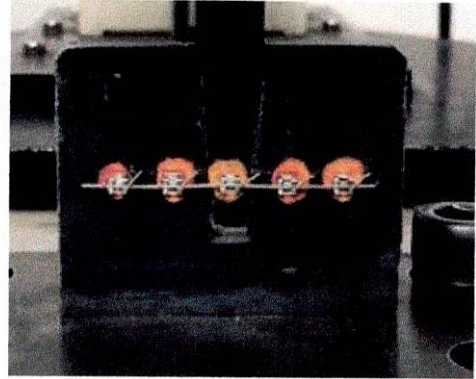
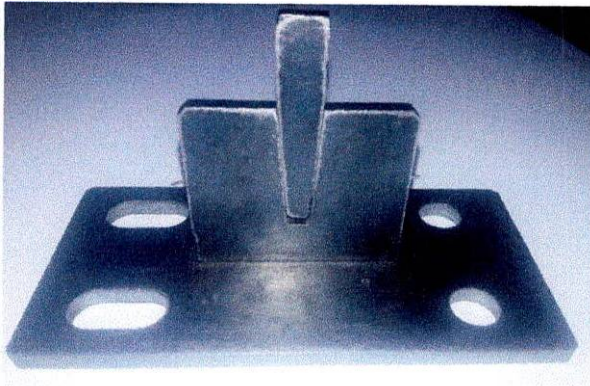
Se llevó a cabo un estudio experimental con 5 arcos de Acero multiloop, 5 arcos de Acero recto, 5 arcos de Nitinol, 5 arcos Gummetal rectos y 5 arcos Gummetal multiloop de calibre 0.018x0.022. se segmentaron los arcos y se adaptaron al bracket y este a su vez al soporte para prueba. (Figura 1)

El alambre a probar se fijó en 5 brackets con ligadura metálica, dos a cada extremo del segmento central; estos fueron unidos con Adhesivo Hysol EA 960 a una placa de acero inoxidable que estaba unida al dispositivo en la parte inferior. Cada extremo del alambre se fijó de igual forma, en este caso de la parte superior fue fijada en el tramo medio para realizar la medición. (Figura 2, 3)

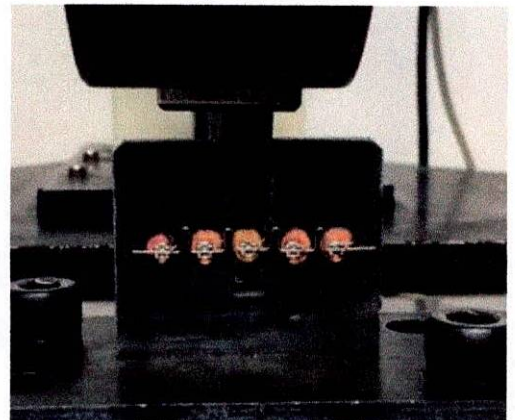
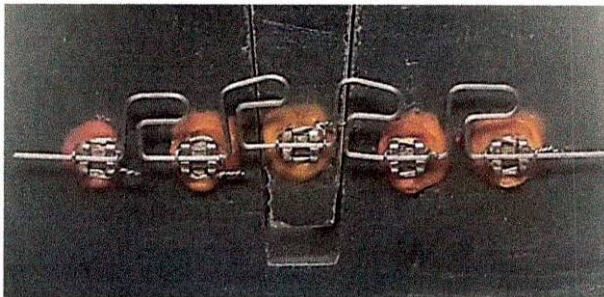
Se realizó prueba piloto para la deflexión con alambres rectos bajo especificaciones de la norma ISO 15841:2006(E). (Figura 4) Se utilizó la máquina universal de pruebas Marca Shimadzu® Modelo Autograph AG-IS 5KN. La razón carga-deflexión se midió mediante sometimiento de movimiento cruzado a una velocidad de 1mm por minuto y una deflexión máxima de 1,0mm. La máxima fuerza utilizada fue hasta los 50 N. Los cuerpos de prueba, 5 (cinco) para cada grupo experimental, fueron sometidos a medición para disminuir la posibilidad de cambios en las propiedades físicas de los alambres como resultado de la tensión a partir de mediciones repetidas. (Figura 5)



**Figura 1. Esquema de fabricación de platina para montaje**

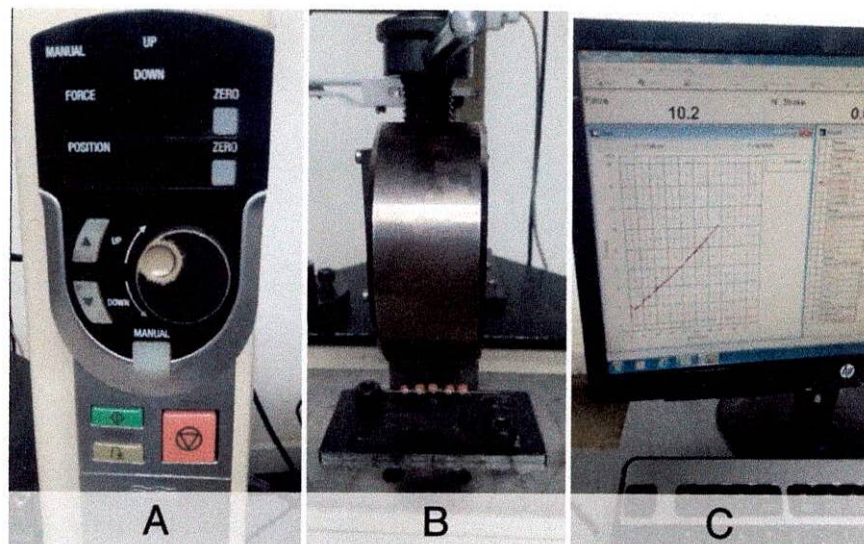


**Figura 2. Fijación de brackets sobre las platinas de acero con arcos de Nitinol, Acero y Gummetal recto.**



**Figura 3. Fijación de brackets sobre las platinas de acero con arcos Acero y Gummetal Multiansas.**

Los datos (de deflexión y la carga) se registraron en el ordenador conectado a la máquina universal de pruebas y posteriormente exportados a hojas de cálculo. Además, las pruebas se realizaron bajo Una temperatura de 21°C y humedad de 49%. (Figura 4)



**Figura 4. Máquina universal de prueba Instron. A) panel de control. B) Montaje en la máquina para pruebas. C) Lectura de resultados.**

## **2.8 ANÁLISIS ESTADÍSTICO**

Se realizó una base de datos con las variables de interés en una hoja de cálculo de Microsoft Excel que posteriormente se importó a la aplicación de análisis estadístico STATA Versión 14. En complemento, se graficaron las curvas carga/deflexión y se determinó la constante o pendiente de la recta para establecer la razón entre las dos variables.

Las distribuciones de las variables en escala numérica fueron resumidas en medidas de promedio y desviación estándar. Luego del contraste de hipótesis de normalidad de las variables numéricas mediante prueba de Shapiro-Wilk, se realizó la verificación de diferencias significativas en la máxima fuerza soportada por cada uno de las aleaciones en sistemas de arco por medio de la prueba de Kruskal Wallis y prueba post-hoc de Bonferroni. La significancia estadística se estableció en 0,05.

### 3. RESULTADOS

Fueron evaluados 5 cuerpos de muestra en la maquina universal de ensayos para cada una de las aleaciones. Los resultados indican que el Acero recto soporta en promedio  $45.125\text{N} \pm 0.2188\text{N}$ , desplazándose 1mm. Los alambres NiTi alcanzaron una fuerza máxima de  $21.1625\text{N} \pm 0.03425\text{N}$  con un desplazamiento de  $0.99970\text{mm} \pm 0.00045\text{mm}$ . Los alambres Gummetal rectos soportaron en promedio  $15.95\text{N} \pm 0.07193\text{N}$  de fuerza con un desplazamiento promedio de  $0.99820\text{mm} \pm 0.00110\text{mm}$ , los alambres de Acero multiloop alcanzaron una fuerza máxima de  $11.5\text{N} \pm 0.1563\text{N}$  y desplazamiento de  $0.99250\text{mm} \pm 0.00332\text{mm}$ . Además, El Gummetal multiloop soportó fuerzas en promedio  $7.20\text{N} \pm 0.03563\text{N}$  y un desplazamiento de  $0.99250\text{mm} \pm 0.00332\text{mm}$ .

Se contrastó la diferencia de fuerza máxima alcanzada y desplazamiento mediante prueba Kruskal Wallis, pues no se cumplieron los supuestos de normalidad e igualdad de varianzas, y se encontraron diferencias significativas corroboradas por el análisis post hoc de Bonferroni entre todas las aleaciones para fuerza máxima mientras que para desplazamiento las diferencias se evidenciaron entre Gummetal-Acero multiloop y Nitinol-Acero multiloop. (Tabla 1).

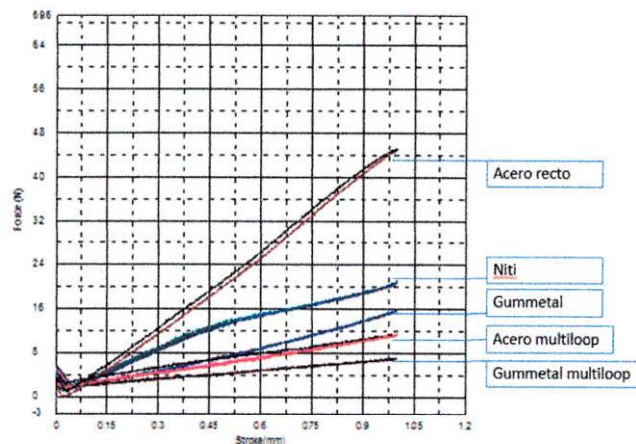
**Tabla 1. Fuerza máxima y desplazamiento en arcos según el tipo de aleación**

Tipo de Aleación	Fuerza (N) $\pm$ D.E.	p	Desplazamiento (mm) $\pm$ D.E.	P
Gummetal	$15.95 \pm 0.07193^*$	0.0000	$0.99820 \pm 0.00110^{**}$	0.0003
Gummetal Multiloop	$7.20 \pm 0.03563^*$		$0.99250 \pm 0.00332$	
Nitinol	$21.1625 \pm 0.03425^*$		$0.99970 \pm 0.00045^{**}$	
Acero recto	$45.125 \pm 0.2188^*$		1	
Acero Multiloop	$11.5 \pm 0.1563^*$		$0.99250 \pm 0.00332$	

\*Diferencias con respecto a las otras aleaciones.

\*\*Diferencias con respecto a aleación de Acero

Las curvas de fuerza versus desplazamiento indican una mayor deflexión para los alambres de Acero recto y Nitinol con respecto al Acero multiloop, al Gummetal recto y Multiloop. Al mismo tiempo que el Gummetal recto alcanza desplazamientos mayores que el Acero multiloop. Todos los desplazamientos cercanos a 1mm. La pendiente formada por la fuerza vs desplazamiento es mayor en el Acero recto y el Nitinol frente al Acero multiloop, al Gummetal recto y Multiloop. Así pues, por cada milímetro de desplazamiento el Acero ejerce una fuerza de 45N, el alambre de Nitinol ejerce una fuerza de 21.16 N en promedio, Gummetal recto de 15.95N. El Acero Multiloop ejerce una fuerza de 11N y el Acero multiloop de 7.20N. (Figura 6)



**Figura 6. Comparativo de Fuerza (N) vs desplazamiento (mm) en alambres Acero recto, Niti, Gummetal, Acero multiloop y Gummetal multiloop.**

#### 4. DISCUSIÓN

Se entiende que la rigidez del alambre está representada por la razón carga-deflexión y esta depende de las propiedades elásticas del material, de la sección transversal, el calibre, la longitud y la adición de Loops. (1)

Los alambres que presentan una razón carga-deflexión muy alta no son adecuados para la fase de alineación y nivelación, ya que es cuando los dientes se encuentran más apiñados y el alambre al tratar de posicionarse en todos los dientes, generaría una fuerza que produciría dolor y podría provocar la caída del bracket. (1) Los alambres con una razón carga-deflexión muy baja no podrían usarse en fases de trabajo y finalización, ya que no podrían cambiar las inclinaciones de los dientes del segmento posterior y no producirían cambios en el plano oclusal, el cual es un objetivo de la técnica de MEAW.(7) En contraste tenemos la aleación de Gummetal la cual presenta un módulo de elasticidad bajo, alta resistencia, gran deformación elástica y súper plasticidad.(2) Esta aleación permite manejar diferentes valores en la carga-deflexión, ideal para su uso en fases de trabajo y finalización, cuando tiene loops presenta una razón carga-deflexión muy baja lo que permitiría su implementación en fases iniciales. Gracias a su super plasticidad es ideal para mantener el arco gran parte del tiempo durante el tratamiento, lo cual disminuye el tiempo en silla del paciente, así como reduce el dolor puesto que no se requiere el cambio de arco en cada control(15)

Estudios previos han demostrado que el acero puede ser el doble de rígido que el Nitinol y el TMA sin embargo, en la región interbracket donde están ubicados los

loops en L la razón carga deflexión es muy baja, indicando que la geometría de los loops reduce la rigidez. (16)

Se recomienda realizar futuras pruebas incluyendo aleaciones como el TMA, estableciendo los especímenes en calibres más comunes como el 0.016x0.022.

## 5. CONCLUSIONES

En condiciones experimentales los arcos alcanzaron valores de desplazamiento cercanos a 1mm con diferencias significativas.

Se observó un resultado favorable en el Gummetal ya que no requirió de activaciones con ansas para lograr una razón carga-deflexión baja.

El Acero Multiloop es una opción adecuada para el control vertical y horizontal del movimiento dental y para la aplicación de fuerzas ligeras.

El Gummetal multiloop puede reemplazar el uso del acero multiloop ya que presenta la menor razón carga-deflexión.

El Acero recto presentó la mayor razón carga-deflexión, lo que indica que su uso es restringido para las fases finales del tratamiento.

El Nitinol aunque presentó menor razón carga-deflexión que el Acero recto fue superado por el acero multiloop, Gummetal recto y Gummetal multiloop, resaltando las propiedades inigualables del Gummetal y el aporte de los loops para disminuir la rigidez del material.

El presente estudio aporta información relevante sobre el comportamiento de las aleaciones de Acero, Gummetal y Nitinol, utilizadas en el contexto de la práctica en las Clínicas de Ortodoncia de UNICOC en Bogotá.

## 6. REFERENCIAS

1. Yang WS, Kim BH, Kim YH. A study of the regional load deflection rate of multiloop edgewise arch wire. *Angle Orthod.* 2001 Apr;71(2):103-9.
2. Talling RJ, Dashwood RJ, Jackson M, Dye D. On the mechanism of superelasticity in Gum Metal (Ti-36Nb-2Ta-3Zr-0.3%)
3. Mallory DC, English JD, Powers JM, Brantley WA, Bussa HI. Force-deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004; 126:110-2
4. Aken C, Pallav P, Kleverlaan C, Kuirtet R, Andersen B, Feilzer AJ. Effect of long-term repeated deflections on fatigue of preloaded superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 269-76
5. Gordin D, Ion R , Vasilescu C, Drob S, Cimpean A, Gloriant T. Potentiality of the "Gum Metal" titanium-based alloy for biomedical applications. *Materials Science and Engeneering. ScienceDirect*, 2014, Vol 44, 362-370.
6. Muraviev SE, Ospanova GB, Shlyakhova MY. Estimation of force produced by nickel-titanium superelastic archwires at large deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119: 604-9
7. Voss R. Arco de canto multiansas (multiloop edgewise archwire: meaw) ¿por qué multiloop? aspectos clínicos y biomecánica. *Ortodoncia SAO.* 2008;71(143):70-80
8. Proffit W. Mechanical principles in orthodontic force control. In: Proffit WR, Fields HW, Sarver DM, editors. *Contemporary Orthodontics.* St. Louis,

- Mosby Elsevier; 2007. p.359-394.
9. Taneja P, Duncanson M, Khajotia S, Nanda R. Deactivation force-deflection behavior of multistranded stainless steel wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124:61-8.
  10. Gurgel J, Kerr Stephen, Poewrs J, LeCrone V. Force deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 120:178-82
  11. Withey EA, Minor AM, Chrzan DC, Morris JW, Kuramoto S. The deformation of Gum Metal through in situ compression of nanopillars. *A Materialia* 2010; 58: 2652-2665.
  12. Saito T, Furuta T, Hwang JH, Kuramoto S, Nishino K, Suzuki N, Chen R, Yamada A. Multi functional Alloy "Gum metal". *JAPAN: Mechanicals Engineer*. 2003; 106:61-70
  13. Saito T, Furuta T, Hwang JH, Kuramoto S, Nishino K. Multifunctional Alloys Obtained via a Dislocation-Free Plastic Deformation Mechanism. *Science* 2003;300:464.
  14. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Lena A, Scribante A, Vallittu P, Lassila L. Force levels of fiber-reinforced composites and orthodontic stainless Steel wires: A 3- point vending test. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 410-3
  15. Ribeiro G, Regis S, Cunha T, Sabatoski M, Filho O, Tanaka O. Multiloop edgewise archwire in the treatment of a patient with anterior open bite and a long face. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 138:89-95.

16. ISO 15841. Dentistry- Wires for use in orthodontics. Materiales. ISO 15841:2006.
17. Wilkinson P, Dysart, Hood J, Herbison G. Load-deflection characteristics of superelastic nickel titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;121:483-95.
18. Autograph Shimadzu Universal Testing Instruments. AG-IS series. Japón 4199-12201-30A-AD.
19. Besse M, Castany P, Gloriant T. Mechanism of deformation Gum metal TNTZ-O and TNTZ titanium alloys: A comparative study on the oxygen influence. A Materialia, Elsevier 2011; 59:5982-5988.
20. Ferreira M. The wire material and cross-section effect on double delta closing loops regarding load and spring rate magnitude: An in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999;115:275-82