

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

**ANALISIS DE LAS PROPIEDADES FISICAS Y MECANICAS DE CINCO TIPOS
ALEACIONES DIFERENTES DE NITINOL.**



**ANÁLISIS DE LAS PROPIEDADES FÍSICAS Y MECANICAS DE CINCO TIPOS
DE ALEACIONES DIFERENTES DE NITINOL**

AUTORES

DANIELA JARAMILLO BOTERO

LENIS XIMENA MEDINA PARRADO

Asesor Científico

DRA. DIANA ISABEL PACHECO

Asesor Metodológico

DRA. LUZ ANDREA VELANDIA

Asesor Estadístico

GERARDO ARDILA DUARTE

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

BOGOTÁ D.C 2024

El Trabajo de grado “**ANALISIS DE LAS PROPIEDADES FISICAS Y MECANICAS DE CINCO TIPOS ALEACIONES DIFERENTES DE NITINOL**”. Fue elaborado por **Daniela Jaramillo Botero, Lenis Ximena Medina Parrado**, como requisito para optar por el título de especialista en **Ortodoncia y Ortopedia Maxilar**.

La sustentación se llevó a cabo 24 de mayo de 2024
Acta No. 20241-06



Dra. Diana Isabel Pacheco
Asesora Científica



Dra. Luz Andrea Velandia Palacio
Asesora Metodológica

Dra. Sonia Rubiela Unriza Puin
Directora Centro Investigación
Colegio Odontológico- CICO (BOGOTÁ)

Dra. Sandra Elizabeth Aguilera Rojas
Directora de Investigación y Gestión del Conocimiento
Institución Universitaria Colegios de Colombia - UNICOC

DEDICATORIA

A Dios, que esta con nosotras en cada paso que damos, dándonos fortaleza para continuar.

A nuestros padres, quienes son el apoyo en todo momento, depositando su entera confianza en cada reto que se nos presentaba.

A nuestros hermanos, por el apoyo incondicional a lo largo de la carrera.

A nuestros docentes del Posgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar por las enseñanzas y consejos que nos inspiraron a seguir siempre adelante.

AGRADECIMIENTOS

A la institución por brindarnos la oportunidad de hacer parte de esta gran familia colegial, a las doctoras Luz Andrea Velandia Palacio y Diana Isabel Pacheco por su constante acompañamiento y colaboración.

TABLA DE CONTENIDO

	PÁGINA
INTRODUCCIÓN	
1. ASPECTOS TEÓRICO – CIENTÍFICOS	13
1.1 Planteamiento del problema	13
1.2 Justificación	14
1.3 Propósito	16
1.4 Antecedentes	16
1.5 MARCO TEÓRICO	17
1.6 OBJETIVOS	22
1.6.1 Objetivos general	22
1.6.2 Objetivo específico	23
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	24
2.1 Tipo de estudio	24
2.2 Objeto de estudio	24
2.3 Unidad de observación	24

2.4 Muestra	27
2.5 Criterios de selección	27
2.5.1 Criterios de inclusión	27
2.5.2 Criterios de exclusión	28
2.6 Procedimiento	28
2.7 Aspectos éticos	30
2.8 Aspectos estadísticos	31
3. RESULTADOS	32
4. DISCUSIÓN	36
5. CONCLUSIONES	39
6. RECOMENDACIONES	40
7. REFERENCIAS	41
ANEXOS	46
ABREVIATURAS Y SIMBOLOS	59

LISTAS ESPECIALES, TABLAS, FIGURAS, ANEXOS

Tabla 1. Tabla estadística de resultados d'Agostino y ANOVA

Tabla 2. Tabla estadística de resultados TuKey

Tabla 3. Caracterización de la muestra

Tabla 4. Tabla de propiedades analizadas con diferencias entre marcas

Imagen 1. Zona de deformación del material

Imagen 2. Zona de deformación del material

Grafica 1. Comparación de la resistencia tensil por grupo

Grafica 2. Comparación de la resistencia a la flexión por grupo

Grafica 3. Límite de modulo elástico a flexión

Grafica 4. Límite de modulo elástico a tensión

Grafica 5. Deformación a tensión

Grafica 6. Deformación a flexión

GLOSARIO

- **Deformación:** Distorsión interna producida por una carga definida.
- **Resistencia tensil:** Es la máxima tensión que puede soportar un material sin romperse.
- **Límite de módulo elástico:** Es el mayor esfuerzo que se puede aplicar a un material sin causar una deformación permanente
- **Resistencia a la flexión:** Es la resistencia a la deformación que presenta un elemento estructural alargado en una dirección perpendicular al eje longitudinal.
- **NiTi Termoactivado:** Arcos de NiTi super elástico activado por temperatura.
- **NiTi Superelastic:** Aleación de Níquel titanio.
- **NiTi Cuper:** Aleación de titanio, cobré y cromo.
- **Carga:** Fuerza en gramos por cada milímetro de desplazamiento.

INTRODUCCIÓN

La primera etapa en un tratamiento de ortodoncia correctiva tiene como objetivo alinear y nivelar los dientes para colocarlos en una posición correcta tanto en sentido inciso gingival, meso distal y vestíbulo lingual o palatino, para esto se requiere de arcos de aleaciones que cumplan ciertas propiedades físicas y mecánicas que permitan ejecutar dicho objetivo (1). Los alambres de ortodoncia de níquel titanio son los más utilizados en dicha etapa porque ellos liberan fuerzas ligeras y tienen un amplio rango de trabajo elástico y deflexión (2)(3), estos arcos por lo general se usan en calibres de 0.014 y 0.016 pulgadas siendo estos los más usados en esta etapa (3). En la primera fase del tratamiento de ortodoncia, existen diferentes tipos de fuerzas que son esenciales y necesarias para lograr el correcto posicionamiento de los dientes. (3). Gravina y cols, (2004) estudiaron las propiedades más relevantes y la aplicación clínica de los alambres de Nitinol que son llamados “superiores” por su efecto de memoria y superelasticidad, diciendo que los mismos proveen mejor desempeño debido a sus propiedades mecánicas, mediante una revisión literaria analizaron y compararon las distintas aleaciones utilizadas en ortodoncia ideales para cada fase del tratamiento y llegaron a la conclusión que el níquel titanio y el multifilamento son los alambres adecuados para la fase inicial del tratamiento pues tienen un comportamiento muy parecido. Mencionan también que el profesional debe conocer las propiedades

necesarias del material para escoger el alambre ortodóntico más apropiado (4).

Los alambres en ortodoncia desempeñan un papel crucial en el tratamiento ortodóntico, ya que son los responsables de generar el movimiento dental almacenando y liberando energía en forma de fuerza, esta fuerza es transmitida al ligamento periodontal (5)(6)(7). Durante años la búsqueda por el material ideal para favorecer dichos movimientos sin producir un daño en los tejidos de soporte del diente ha llevado a la investigación de las propiedades físicas, químicas y mecánicas detalladas en la metalurgia (8)(9).

Para realizar los tratamientos de ortodoncia se cuenta con arcos de diferentes aleaciones metálicas que son usados durante las distintas fases del tratamiento de ortodoncia, los cuales al momento de ajustarse con los Brackets originan las fuerzas biomecánicas necesarias para crear movimiento dental (10), (9), por esto es recomendable el uso de fuerzas ligeras para evitar daño al ligamento periodontal. Siendo una de sus principales propiedades la súper elasticidad al ser doblados y la mínima deformación plástica (10). El níquel titanio (NiTiNol) es un material que surgió en los primeros años de la década de los 70, el cual presenta características únicas que le permiten experimentar grandes deflexiones elásticas con una carga mínima.

Por lo tanto, el objetivo del presente estudio fue comparar los efectos físicos y mecánicos de cinco aleaciones de arcos diferentes de níquel titanio para

alineación y nivelación comercialmente disponibles en el mercado, este estudio se realizó en el laboratorio de ensayos mecánicos Inter facultades de la Universidad Nacional de Colombia. Los equipos utilizados para estas pruebas fueron una máquina universal de ensayos mecánicos de la marca Shimadzu, modelo AG-IS 5KN, con certificado de calibración correspondiente al mes de agosto de 2022 y para la observación detallada de la zona de deformación, se empleó un equipo de estereomicroscopio de la marca NIKON, modelo SMZ800, equipado con cámara y pantalla de captura. Se tomaron 8 muestras correspondientes de cada marca estudiada.

1. ASPECTOS TEÓRICO – CIENTÍFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los alambres empleados en ortodoncia desempeñan un papel crucial al ser el elemento principal en el tratamiento ortodóntico. Estos alambres son esenciales para generar los movimientos dentales al almacenar y liberar energía en forma de fuerza. Esta fuerza se distribuye con precisión a lo largo del ligamento periodontal, facilitando de esta manera el proceso de corrección dental. (11)(12)(13). Con el transcurso del tiempo, la investigación en ortodoncia ha dirigido sus esfuerzos hacia la búsqueda del material ideal que facilite los movimientos dentales sin ocasionar daño en los tejidos de soporte del diente. Este empeño ha conllevado a un exhaustivo análisis de las propiedades físicas, químicas y mecánicas en el ámbito de la metalurgia. (9)

El Níquel Titanio se distingue como un material superior gracias a su amplio espectro de flexibilidad y su capacidad para aplicar fuerzas de baja intensidad. Esta característica proporciona a los profesionales de la salud dental una versatilidad notable en su aplicación clínica. Además, este material se encuentra fácilmente disponible en diversas presentaciones en el mercado, lo que simplifica su adquisición y utilización en el ámbito odontológico. (2) (14)

El conocimiento de las propiedades mecánicas de los arcos permite al ortodoncista comprender su desempeño y aplicación según el caso, así como la respuesta clínica y fisiológica del tejido periodontal, por lo cual es necesario llevar a cabo un estudio que compare las propiedades de cinco tipos de aleaciones diferentes de arcos

Nitinol disponibles en el mercado con el fin de facilitar la adecuada selección de material de acuerdo con el tratamiento.

1.2 JUSTIFICACIÓN

Por medio del presente estudio se busca conocer las diferencias en las características físicas y mecánicas de las aleaciones de cuatro tipos de Nitinol en los tratamientos ortodónticos, con el propósito de identificar sus propiedades y efecto en el desempeño de las diversas aleaciones usadas para alineación y nivelación en ortodoncia.

En la etapa inicial del tratamiento ortodóntico, se realiza la nivelación y alineación de los dientes. Durante este proceso, es fundamental emplear arcos con la rigidez apropiada para corregir las discrepancias tanto verticales como horizontales. Las fuerzas aplicadas en la nivelación y alineación son de desactivación, por lo que es crucial que los ortodoncistas tengan un conocimiento profundo de estas fuerzas para lograr la corrección adecuada de los dientes mal posicionados. (3). Las pruebas de laboratorio pueden desempeñar un papel crucial en la evaluación de la alineación de los arcos, al proporcionar información detallada sobre las fuerzas ejercidas por estos sobre los dientes. Estos análisis permiten a los profesionales de ortodoncia determinar con precisión la cantidad de fuerza aplicada durante el proceso de alineación, lo cual es fundamental para alcanzar resultados óptimos en el tratamiento ortodóntico. (3) Para brindarle al ortodoncista conocimiento y que pueda aumentar la capacidad de solucionar los tratamientos de forma más

adecuada y con mayores beneficios para los pacientes y poder seleccionar los alambres adecuados para dicho tratamiento.

En el campo de la ortodoncia, los arcos han generado un gran interés como uno de los materiales principales. Estos arcos desempeñan un papel fundamental al generar las fuerzas biomecánicas necesarias para provocar el movimiento dental cuando se combinan con los Brackets. (10), por esta razón, se sugiere aplicar fuerzas ligeras para prevenir daños en el ligamento periodontal. Una de las propiedades principales de estos arcos es su extraordinaria elasticidad, lo que implica que pueden doblarse sin experimentar una deformación plástica considerable. (10)

Gurgel recomienda seleccionar minuciosamente el tipo de arco dependiendo del grado de apiñamiento del paciente, con el propósito de evitar posibles daños en los tejidos blandos y duros. El nitinol se distingue por sus propiedades singulares, como los niveles de fuerza que ejerce al calentarse, su resistencia a la corrosión, su biocompatibilidad y la facilidad con la que se puede ajustar el TTR (rango de temperatura de transición (16).

Los estándares vigentes clasifican los alambres de nitinol como tipo dos, los cuales no muestran un comportamiento elástico lineal durante el proceso de descarga de temperaturas de hasta 50 °C. Estos alambres son sometidos a pruebas de flexión de tres puntos según el estándar, utilizando un tramo de prueba de 10 mm. (2), en la actualidad, el mercado ofrece una amplia variedad de alambres de nitinol. Se brinda una información detallada sobre la clasificación de estos alambres, sus

procesos de transformación, estructuras cristalinas, propiedades de flexión y tracción, así como análisis de fallos clínicos. Esta información resulta fundamental para que los profesionales clínicos puedan seleccionar adecuadamente la aleación de nitinol en contextos ortodónticos, asegurando así un tratamiento efectivo y seguro para los pacientes. (2)

Cada profesional debe contar con un criterio, basado en su conocimiento y constante actualización que le permita seleccionar la aleación que mejor se ajuste al tratamiento ortodóntico de cada paciente, permitiendo el diagnóstico y plan de tratamiento indicado.

1.3 PROPÓSITO

El propósito de esta tesis es dar a conocer y demostrar a los ortodoncistas como puede llegar a influir en la práctica clínica la elección de la marca y la aleación de un arco ortodóntico dependiendo de sus propiedades físicas y mecánicas.

1.4 ANTECEDENTES

Gravina y cols, (2004) estudiaron las propiedades más relevantes y la aplicación clínica de los alambres de Nitinol que son llamados “superiores” por su efecto de memoria y superelasticidad, diciendo que los mismos proveen mejor desempeño debido a sus propiedades mecánicas, mediante una revisión literaria analizaron y compararon las distintas aleaciones utilizadas en ortodoncia ideales para cada fase del tratamiento y llegaron a la conclusión que el níquel titanio y el multifilamento son los alambres adecuados para la fase inicial del tratamiento pues tienen un

comportamiento muy parecido. Mencionan también que el profesional debe conocer las propiedades necesarias del material para escoger el alambre ortodóntico más apropiado (4)

Gurgel (2001) recomienda seleccionar minuciosamente el tipo de arco dependiendo del grado de apiñamiento del paciente, con el propósito de evitar posibles daños en los tejidos blandos y duros. El nitinol se distingue por sus propiedades singulares, como los niveles de fuerza que ejerce al calentarse, su resistencia a la corrosión, su biocompatibilidad y la facilidad con la que se puede ajustar el TTR (rango de temperatura de transición (15).

1.5 MARCO TEÓRICO

A principios de la década de 1930, los alambres de ortodoncia disponibles eran exclusivamente de oro. Sin embargo, en 1929, se introdujeron los alambres de acero inoxidable austenítico. Estos alambres destacaban por su mayor resistencia, alto módulo de elasticidad, buena resistencia a la corrosión y un costo más moderado en comparación con el oro. Poco después de su lanzamiento, los alambres de acero inoxidable ganaron popularidad sobre los de oro en el ámbito de la ortodoncia. (3).

La metalurgia se define como "una rama de la ciencia y, al mismo tiempo, una técnica que involucra una serie de procedimientos con el objetivo de extraer minerales útiles". Esta disciplina abarca diversas ramas que resultan fundamentales para los ortodoncistas. Sin conocer la química involucrada en la obtención de

metales, la física que estudia sus propiedades y la mecánica, el método para formar estos metales, los ortodoncistas no podrían trabajar eficazmente. Estos conocimientos son esenciales para comprender y utilizar los materiales ortodónticos de manera segura y eficiente en el tratamiento de los pacientes. (12)(15). Gracias al detallado estudio en el campo de la metalurgia, se han considerado y modificado numerosos tipos de alambres para su aplicación clínica. (16). Entre estos, los alambres de Níquel Titanio han surgido como los arcos preferidos para la nivelación dental. Estos alambres aplican fuerzas suaves sobre los tejidos del periodonto, lo que facilita los movimientos dentales con un mínimo daño en estos tejidos. (10).

El estudio realizado por Gravina y colaboradores en 2004 se centró en las propiedades más significativas y la aplicación clínica de los alambres de Níquel Titanio, conocidos como "superiores" debido a su efecto de memoria y superelasticidad. Según sus conclusiones, estos alambres ofrecen un mejor rendimiento debido a sus propiedades mecánicas específicas. Además, resaltan la importancia de que los profesionales conozcan las propiedades necesarias del material para poder seleccionar el alambre ortodóntico más adecuado en cada caso clínico. Esta comprensión precisa resulta esencial para garantizar un tratamiento ortodóntico eficaz y seguro para los pacientes. (4).

Santoro y colaboradores han investigado las propiedades mecánicas y la composición de las aleaciones de níquel titanio. Resaltan que la superelasticidad es una de las propiedades más cruciales del níquel titanio, la cual está determinada por sus características cristalográficas. Esta propiedad es fundamental en

ortodoncia, ya que permite a los alambres de níquel titanio recuperar su forma original después de aplicar fuerzas, lo que facilita los movimientos dentales sin deformación permanente del material. La comprensión de estas características es esencial para el diseño y la selección adecuada de los materiales utilizados en tratamientos ortodónticos. (5).

Las propiedades que Uribe describe como fundamentales para los alambres utilizados en ortodoncia son las siguientes:

- **Deformación:** Es el cambio en el tamaño o forma de un cuerpo debido a tensiones internas producidas por una o más fuerzas aplicadas. En ortodoncia, los alambres deben poder deformarse controladamente para aplicar fuerzas adecuadas en el proceso de alineación dental.
- **Resistencia tensil:** Es la máxima tensión que puede soportar un material sin romperse. En el contexto ortodóntico, los alambres deben tener una resistencia adecuada para soportar las fuerzas aplicadas durante el tratamiento sin sufrir fracturas.
- **Límite de módulo elástico:** Es el mayor esfuerzo que se puede aplicar a un material sin causar una deformación permanente. En ortodoncia, los alambres deben ser elásticos dentro de ciertos límites para permitir los movimientos dentales controlados, y deben regresar a su forma original después de aplicar las fuerzas.
- **Resistencia a la flexión:** Es la resistencia a la deformación que presenta un elemento estructural alargado en una dirección perpendicular al eje

longitudinal. En ortodoncia, los alambres deben tener una buena resistencia a la flexión para mantener su forma y aplicar las fuerzas necesarias durante el tratamiento.

Estas propiedades son fundamentales para asegurar que los alambres de ortodoncia sean efectivos y seguros en el proceso de corrección dental.

Los alambres en níquel titanio se utilizan por su amplio rango de trabajo elástico y aplicación de fuerza baja, comercialmente están disponibles en formas diferentes, lo que le brinda al profesional una gran variedad de elección para su práctica clínica, con los años los arcos de ortodoncia que contienen níquel evolucionan por la cantidad y el peso de este material en el arco.

Históricamente, las propiedades mecánicas de los arcos de níquel titanio fueron medidas por primera vez mediante una prueba de flexión de voladizo, una metodología establecida por la Asociación Dental Americana (ADA). Según los estándares actuales, estos arcos son clasificados como tipo 2. Este método de clasificación y evaluación ha sido crucial para comprender y seleccionar los arcos de níquel titanio adecuados en el ámbito de la ortodoncia, garantizando así un tratamiento efectivo y seguro para los pacientes. (2).

Según la literatura revisada, se recomienda aplicar fuerzas en el rango de 0,015 a 5 N (Newton) para evitar daños en el periodonto. Fue esta consideración la que llevó a la introducción de los arcos de níquel titanio en el mercado ortodóntico en la década de 1970. Estos arcos ofrecen la flexibilidad necesaria para aplicar fuerzas controladas en el rango mencionado, permitiendo así movimientos dentales

precisos y efectivos con un menor riesgo de daño en los tejidos periodontales. Su introducción marcó un avance significativo en el campo de la ortodoncia, mejorando la seguridad y eficacia de los tratamientos. (16).

Los arcos de níquel titanio se clasifican comúnmente en tres subdivisiones según sus propiedades:

- Convencional (no superelástico): Los arcos de NiTi convencionales son elásticos, pero no superelásticos. Tienen cierta elasticidad, pero carecen de las características de superelasticidad presentes en otras aleaciones de NiTi.
- Superelástico: Los arcos de NiTi superelásticos son altamente flexibles y tienen la capacidad de recuperar su forma original después de ser deformados, lo que les confiere una superelasticidad única. Esta propiedad permite aplicar fuerzas controladas y suaves durante el tratamiento ortodóntico.
- Térmico (memoria de forma): Los arcos de NiTi con memoria de forma son capaces de regresar a una forma predefinida cuando se exponen a ciertas temperaturas. Esto permite que los arcos se activen y apliquen fuerzas específicas en respuesta a la temperatura corporal, lo que facilita su uso en técnicas como la activación térmica en ortodoncia.

Estas subdivisiones proporcionan a los ortodoncistas opciones versátiles para adaptarse a diferentes necesidades clínicas y permiten un tratamiento más personalizado para cada paciente. (17).

Como se ha dicho, la primera etapa del tratamiento ortodóntico, que incluye la alineación y nivelación, debe hacerse en un rango de trabajo óptimo. Durante esta fase, es crucial aplicar fuerzas ligeras y constantes para prevenir reabsorciones radiculares o daños en el periodonto, y así garantizar un movimiento dental eficiente. (19)

1.6 OBJETIVOS

1.6.1 General

Comparar las propiedades físicas y mecánicas de cinco aleaciones diferentes de arcos Níquel Titanio calibre 0,014 como son BioStarter (Forestadent), Ni-Ti Wire Series (MEM Dental), Ni-Ti Cuper (Ormco), Ni-Ti Termoactivado (3M), Ni-Ti Superelastic (Meite Dental).

1.6.2 Específicos

- Describir la deformación de la zona de activación en los tipos de marcas y aleaciones de arcos Níquel Titanio calibre 0,014 como BioStarter (Forestadent), Ni-Ti Wire Series (MEM Dental), Ni-Ti Cuper (Ormco), Ni-Ti Termoactivado (3M), Ni-Ti Superelastic (Meite Dental).
- Comparar la resistencia tensil en los tipos de marcas y aleaciones de arcos Níquel Titanio calibre 0,014 como son BioStarter (Forestadent), Ni-Ti Wire

Series (MEM Dental), Ni-Ti Cuper (Ormco), Ni-Ti Termoactivado (3M), Ni-Ti Superelastic (Meite Dental).

- Contrastar el límite de módulo elástico en los tipos de marcas y aleaciones de arcos Níquel Titanio calibre 0,014 como son BioStarter (Forestadent), Ni-Ti Wire Series (MEM Dental), Ni-Ti Cuper (Ormco), Ni-Ti Termoactivado (3M), Ni-Ti Superelastic (Meite Dental).
- Comparar resistencia a la flexión en los tipos de marcas y aleaciones de arcos arcos Níquel Titanio calibre 0,014 como son BioStarter (Forestadent), Ni-Ti Wire Series (MEM Dental), Ni-Ti Cuper (Ormco), Ni-Ti Termoactivado (3M), Ni-Ti Superelastic (Meite Dental).

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Estudio de tipo experimental in-vitro.

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

Propiedades físicas y mecánicas de cinco tipos de aleaciones diferentes de arcos NiTinol calibre 0,014 como son biostarter (Forestadent), Ni-Ti Wire Series (MEM Dental), Ni-Ti Cuper (Ormco), Ni-Ti Termoactivado (3M), Ni-Ti Superelastic (Meite Dental).

2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN

Para efectos del estudio se utilizarán las siguientes variables.

VARIABLE	DEFINICIÓN	TIPO DE VARIABLE	ESCALA DE MEDICION	INTRUMENTO DE RECOLECCIÓN
CALIBRE DE ARCO	Diámetro	Independiente	Pulgadas (in) 0,014	Tabla de registro de Medidas
DEFORMACIÓN	Es el cambio en el tamaño o forma de un cuerpo debido a tensiones internas producidas por una o más fuerzas aplicadas.	Dependiente	Porcentaje %	Tabla de registro de Medidas

RESISTENCIA TENSIL	Máxima tensión que puede soportar un material.	Dependiente	Newton (N)/cm ² Mega pascal (Mpa)	Tabla de registro de Medidas
LIMITE DE MODULO ELASTICO	Mayor esfuerzo que se puede aplicar a un material sin causar una deformación permanente	Dependiente	Mega pascal (Mpa)	Tabla de registro de Medidas
RESISTENCIA A LA FLEXION	Resistencia a la deformación que presenta un elemento estructural alargado en una dirección perpendicular al	Dependiente	Newton (N)	Tabla de registro de Medidas

	eje longitudinal			
MARCAS DE ARCOS ORTODONTICOS DE NIQUEL TITANEO	Evaluación de cinco casas comerciales con sus distintas aleaciones de níquel titanio	Independiente	Nominal Arcos de Biostarte(Forestadent). Arcos de Ni-Ti-Wire Series (MEM Dental) Arcos Ni-Ti Termoactivado (3M). Arcos Cooper-Ni-Ti (Ormco) Arcos NiTi Superelastic (Meite Dental)	

2.4 MUESTRA

Muestreo no probabilístico por conveniencia.

- 8 arcos Ni-Ti BioStarter (Forestadent)
- 8 arcos Ni-Ti Wire Series (MEM Dental)
- 8 arcos Ni-Ti Cuper (Ormco)
- 8 arcos Ni-Ti Termoactivado (3M)

- 8 arcos Ni-Ti Superelastic (Meite Dental)

2.5 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.5.1 Criterios de inclusión

- Arcos Ni-Ti BioStarter de la casa comercial Forestadent
- Arcos Ni-Ti Wire Serie de la casa comercial MEM Dental
- Arcos Ni-Ti Cooper de la casa comercialOrmco
- Arcos Ni-Ti Termoactivado de la casa comercial 3M
- Arcos Ni-Ti Super Elastic de la casa comercial Meite Dental
- Arcos que vengan de proveedores reconocidos.
- Arcos Ni-Ti calibre 0,014
- Paquetes sellados de fabrica del mismo lote
- Arcos adquiridos del mismo proveedor
- Arcos con aprobación Invima

2.5.2 Criterios de exclusión

- Arcos que tengan deformación previa sin ser utilizados.
- Arcos en los que su fecha de caducidad se encuentre próxima a culminar.
- Arcos que presenten alteraciones físicas observables.

2.6 PROCEDIMIENTO

Mediante un estudio in vitro, se ha procurado realizar una comparación minuciosa de las propiedades físicas y mecánicas de arcos de alineación y nivelación con

calibre 0,014, provenientes de cinco marcas comerciales distintas: BioStarter (Forestadent), Ni-Ti Wire Series (MEM Dental), Ni-Ti Cuper (Ormco), Ni-Ti Termo activado (3M), y Ni-Ti Superelastic (Meite Dental). Para este análisis, se optó por un muestreo no probabilístico por conveniencia, seleccionando ocho segmentos de arco por cada marca. La confiabilidad del estudio se estableció con un nivel del 95%, una potencia del 80%, y un efecto de error del 0,97188947, garantizando así la robustez de la muestra.

Las pruebas de tensión y flexión en alambres destinados a ortodoncia se realizaron siguiendo rigurosamente el procedimiento normativo establecido en la norma internacional ISO-15841, específicamente en los numerales 6.4.2 (Tensión) y 6.4.3 (Flexión).

La ejecución de estas pruebas se llevó a cabo en el Laboratorio de Ensayos Mecánicos Inter facultades de la Universidad Nacional de Colombia. Para el ensayo de tensión, se mantuvo una velocidad constante de 1.5 mm/min, con una "longitud calibrada" de 20 mm (considerando una longitud adicional de al menos 20 mm en cada extremo para la sujeción del alambre en las mordazas, totalizando 60 mm). En cuanto al ensayo de flexión, se implementó una velocidad de 7.5 mm/min y la distancia entre soportes se ajustó a 14 mm (54 mm en total, sumando la distancia entre soportes y las longitudes adicionales en los extremos). Cabe destacar que todas las pruebas se realizaron a temperatura ambiente.

El equipo utilizado para estas pruebas fue una máquina universal de ensayos mecánicos de la marca Shimadzu, modelo AG-IS 5KN, con certificado de calibración correspondiente al mes de agosto de 2022. Este equipo permitió la

obtención de datos precisos sobre la resistencia a la tracción, el límite del módulo elástico (tanto a tensión como a flexión), la resistencia a la flexión y las deformaciones del material en condiciones de tensión y flexión. Para la observación detallada de la zona de deformación, se empleó un equipo de estereomicroscopio de la marca NIKON, modelo SMZ800, equipado con cámara y pantalla de captura. Este conjunto de instrumentos garantizó la precisión y confiabilidad de los resultados obtenidos en este estudio.

El análisis estadístico se llevó a cabo mediante el software Real Statistic (V.8.4), empleando diversas herramientas para evaluar la distribución y comparación de los valores obtenidos. En el caso de las variables continuas, se sometieron a una evaluación de normalidad mediante la prueba d'Agostino. La comparación entre los grupos de estudio se realizó analizando los valores de las variables numéricas. Con este propósito, se aplicaron pruebas paramétricas, como ANOVA, y la prueba de Tukey para comparaciones pareadas post hoc.

Todas las pruebas fueron bidireccionales, y se consideraron estadísticamente significativos aquellos valores de p inferiores a 0,05. Este umbral respalda la robustez de las conclusiones estadísticas obtenidas, proporcionando una base confiable para la interpretación de los resultados.

El empleo del software Real Statistic no solo facilitó, sino que también enriqueció el análisis de los datos recopilados, garantizando la validez y solidez de las conclusiones estadísticas derivadas de este estudio comparativo de propiedades físicas y mecánicas de arcos de alineación y nivelación.

2.7 ASPECTOS ÉTICOS

Investigación sin riesgo por ser un estudio In-Vitro.

2.8 ASPECTOS ESTADÍSTICOS

El análisis estadístico se llevó a cabo mediante el software Real Statistic (V.8.4), empleando diversas herramientas para evaluar la distribución y comparación de los valores obtenidos. En el caso de las variables continuas, se sometieron a una evaluación de normalidad mediante la prueba d'Agostino. La comparación entre los grupos de estudio se realizó analizando los valores de las variables numéricas. Con este propósito, se aplicaron pruebas paramétricas, como ANOVA, y la prueba de Tukey para comparaciones pareadas post hoc.

Todas las pruebas fueron bidireccionales, y se consideraron estadísticamente significativos aquellos valores de p inferiores a 0,05. Este umbral respalda la robustez de las conclusiones estadísticas obtenidas, proporcionando una base confiable para la interpretación de los resultados.

3. RESULTADOS

Los resultados estadísticos derivados de la presente investigación revelaron diferentes valores promedio para la resistencia tensil entre las marcas de arcos evaluadas. El valor más elevado, 1.312,13 MPa (desviación estándar: 19,12), fue atribuido a Meite Dental, mientras que el valor más bajo, 1.110,98 MPa (desviación estándar: 3,62), correspondió a MEM Dental.

En cuanto a la resistencia a la flexión, Meite Dental exhibió el valor promedio más alto, alcanzando 833,91 MPa (desviación estándar: 7,61), mientras que Forestadent registró el valor más bajo con un promedio de 541,89 MPa (desviación estándar: 6,90).

El límite del módulo elástico a tensión presentó variaciones significativas, siendo Meite Dental la marca con el valor promedio más alto de 29.115,85 MPa (desviación estándar: 2.154,16), y Forestadent con el valor promedio más bajo de 15.667,83 MPa (desviación estándar: 768,52).

En términos de deformación a tensión, se destacó MEM Dental con un valor promedio de 23,48% (n=8) como el más alto, mientras que Meite Dental registró el valor más bajo con un promedio de 22,90% (n=8).

Finalmente, en relación con la deformación a flexión, 3M presentó el valor promedio más alto con un 5,60% (n=8), mientras que Forestadent exhibió el valor más bajo con un promedio de 5,44% (n=8). Estos resultados se detallan en la Tabla 1,

proporcionando una visión completa y minuciosa de las diferencias en las propiedades físicas y mecánicas de los arcos evaluados.

Con base en los resultados del test de normalidad, se procedió a realizar una prueba paramétrica (ANOVA), que reveló diferencias significativas en la resistencia tensil, resistencia a la flexión y el límite del módulo elástico a tensión. Para discernir entre qué categorías de los grupos se identificaban estas diferencias, se aplicó la prueba post hoc Tukey. Los hallazgos indicaron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia tensil entre todas las aleaciones, con excepción de Forestadent - 3M y ORMCO – Meite Dental. Específicamente, se observaron diferencias significativas entre Forestadent y MEM Dental (Tukey, $P = 0,000$), Forestadent y Meite Dental (Tukey, $P = 0,000$), ORMCO y MEM Dental (Tukey, $P = 0,000$), ORMCO y 3M (Tukey, $P = 0,000$), MEM Dental y Meite Dental (Tukey, $P = 0,000$), MEM Dental y 3M (Tukey, $P = 0,000$), y entre Meite Dental y 3M (Tukey, $P = 0,000$) (Tabla 2).

En relación con la resistencia a la flexión, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las aleaciones, a excepción de Forestadent – ORMCO, Forestadent – MEM y ORMCO – MEM. Estas diferencias fueron especialmente notables entre Meite Dental, Forestadent y 3M, ORMCO y Meite Dental, ORMCO y 3M, MEM Dental y Meite Dental, y Meite Dental y 3M, todas con un valor $P = 0,000$ para la prueba de Tukey (Tabla 2).

Por otro lado, en el límite del módulo elástico a tensión se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas entre Forestadent y ORMCO (Tukey, $P = 0,009$),

Forestadent y MEM Dental (Tukey, $P = 0,000$), Forestadent y Meite Dental (Tukey, $P = 0,000$), Forestadent y 3M (Tukey, $P = 0,000$), y ORMCO y Meite Dental (Tukey, $P = 0,038$) (Tabla 2).

Finalmente, en lo que respecta a la deformación a tensión y flexión, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos (Tabla 2). Estos resultados proporcionan una perspectiva detallada de las disparidades en las propiedades mecánicas entre las marcas de arcos evaluadas.

La tabla 3 hace una descripción de los diferentes tipos de aleaciones de NiTi que fueron incluidas en el presente estudio en combinación con el distribuidor y la gama a la que pertenece cada marca comercial.

En cuanto a la tabla 4 se hace la comparación discriminada por cada propiedad entre las marcas que tuvieron diferencias estadísticamente significativas.

En cuanto a la deformación se puede realizar la comparación de la ruptura entre el grupo T1 (imagen 1) correspondiente a Forestadent y el grupo T3 (imagen 2) correspondiente a MEM Dental, donde en el grupo T1 se observa una ruptura más homogénea con un cuello de ruptura más estrecho que en el grupo T3 donde el cuello de ruptura se encuentra más ancho en comparación con T1.

4. DISCUSIÓN

Facilitar la selección del arco que se ajuste a sus necesidades entre la amplia gama de materiales disponibles comercialmente. (19) El propósito de este estudio fue comparar las propiedades mecánicas y físicas de cinco variedades diferentes de NiTi.

Los fabricantes invierten en publicidad para mostrar que sus arcos son superiores en calidad y que su rendimiento mejorado es el resultado de contar con las cualidades mecánicas adecuadas. Sin embargo, estos atributos rara vez se mencionan en el empaque del producto. Debido a la amplia gama de marcas, la abundancia de empresas de producción y la falta de conocimiento sobre las características del material, es difícil para los profesionales seleccionar el mejor material con una mejor relación costo-beneficio para su uso. (4)(20)

En la presente investigación se compararon diferentes características de varios tipos de NiTi calibre 0.14, el cual se escogió ya que debido a las tecnologías ortodónticas más recientes es el más usado al inicio de los tratamientos ya que permite amplias deflexiones requeridas durante esta fase del tratamiento. (21)

Al analizar los datos correspondientes a la resistencia tensil de los subgrupos de arcos evaluados, se pudo identificar que Meite Dental presento la resistencia tensil más alta lo cual es indicativo de una baja flexibilidad comparada con las otras aleaciones evaluadas. Esto coincide con lo observado por Sarul 2013 quien

demuestra que la aleación de NiTi natural presenta menor flexibilidad al ser comparada con NiTi termo, NiTi cooper y Niti termoactivado (7).

AL observar los datos de deformación a la tensión y deformación a la flexión no se observaron diferencias significativas entre las aleaciones evaluadas lo cual podría relacionarse con el manejo de un mismo tipo de calibre en todas las aleaciones

El comportamiento elástico de cualquier material se puede describir en cuanto a cómo responde a una carga externa en términos tanto de estrés como de tensión, que son ambos indicativos del estado interno del material. (23) Se recomienda una prueba de tensión, en la que toda la aleación alcance simultáneamente el límite elástico, con el fin de identificar su comportamiento de estrés-tensión. El menor límite de modulo elástico a tensión se observó en la aleación de Forestadent, aunque se desconoce el tipo de aleación involucrada en esta marca comercial, un bajo módulo elástico en una aleación implica clínicamente que presenta una alta capacidad para ajustar en los brackets de dientes con mal posiciones lo cual puede reflejarse en una menor incomodidad para el paciente y dado que presenta fuerzas más livianas tendría más bajo potencial de generar reabsorción radicular. (24)

La resistencia a la flexión se observó como mayor en el arco de la casa comercial Meite NiTi natural mientras que la más baja se dio en la aleación de la casa comercial Forestadent, lo cual se relaciona con lo observado en el límite de módulo elástico y es indicativo de su uso en los casos que se requiere baja distribución de fuerzas

Es importante notar que la variedad experimental encontrada en la literatura dificulta la comparación de diferentes estudios de este tipo (24) y adicionalmente la falta de información proporcionada por las casas comerciales, hace más compleja la posibilidad de concluir respecto a los hallazgos y aislar factores individuales que puedan ser contribuyentes.

5. CONCLUSIONES

- El análisis detallado de estas propiedades permitirá una comprensión más profunda de las diferentes aleaciones de NiTiNol disponibles en el mercado, proporcionando una base sólida para futuras investigaciones y para la práctica clínica de los ortodoncistas.
- Tras analizar los cinco tipos de aleaciones de NiTiNol, se observó una variabilidad significativa en sus propiedades físicas y mecánicas. Esto sugiere que la composición química y los procesos de fabricación pueden influir en gran medida en el comportamiento final del material.
- Este estudio proporciona una base sólida para que los ortodoncistas elijan las aleaciones de NiTiNol adecuadas para cada caso. Al comprender las propiedades específicas de cada material los Ortodoncistas pueden tomar decisiones que optimicen los resultados del tratamiento.

6. RECOMENDACIONES

- Se sugieren agrupar las aleaciones de acuerdo con su composición para evaluar mejor sus resultados.
- Se recomienda estudios de las propiedades físicas de los materiales termo activados controlando las temperaturas de los alambres. Así como las variantes que las marcas nos ofrecen, para hacer una revisión completa de las características físicas y mecánicas que presentan.
- Adicionalmente se sugiere evaluar las características de superficie de los alambres, considerando que Forestadent afirma ser de calidad superior por darle un tratamiento de superficie especial a sus alambres.

7. REFERENCIAS

1. Lopez R, Ortega R, Pacheco D, Soler J, Pantoja F, Naranjo F. Biomechanical behavior of the dentoalveolar unit (UDA) of a central incisor under an orthodontic treatment, using wires of NiTi and NiTiCu: 3D simulation using finite elements. 2019;17(3):22–33. Available from: <https://repository.usta.edu.co/bitstream/handle/11634/32101/2019rafaelortega.pdf>
2. Brantley WA. Evolution, clinical applications, and prospects of nickel-titanium alloys for orthodontic purposes. Journal of the World Federation of Orthodontists. 2020 Oct;9(3):S19–26.
3. Reddy RK, Katari PK, Bypureddy TT, Naga V, Yenugupalli Kartheek, Nemala R V Sairam. Forces in initial archwires during leveling and aligning: An in-vitro study. Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry [Internet]. 2016 Jan 1;6(5):410–0. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5109854/>
4. Gravina M, Motta A, Almeida M, Quintão C. Fios ortodonticos: propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica. Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial. 2004 Jan;9:113–28.
5. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2001 Jun;119(6):587–93.

6. Nagarajan D, Balashanmugam Baskaranarayanan, K Usha, Jayanthi MS, M Vijjaykanth. Comparison and ranking of superelasticity of different austenite active nickel-titanium orthodontic archwires using mechanical tensile testing and correlating with its electrical resistivity. Journal of pharmacy and bioallied sciences [Internet]. 2016 Jan 1;8(5):71–1. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5074045/>
7. Gravina MA, Brunharo IHVP, Canavarro C, Elias CN, Quintão CCA. Mechanical properties of NiTi and CuNiTi shape-memory wires used in orthodontic treatment. Part 1: stress-strain tests. Dental Press Journal of Orthodontics. 2013 Aug;18(4):35–42.
8. Price R. From the past to the present. Radiography. 2009;15(4):275.
9. Kusy RP. Orthodontic Biomaterials: From the Past to the Present. The Angle Orthodontist [Internet]. 2002 Dec;72(6):501–12. Available from: <https://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article/72/6/501/57656/Orthodontic-Biomaterials-From-the-Past-to-the>
10. Hernández GS, Espínola GS, Gayosso CÁ, Furuki HK. Estudio comparativo de resistencia a la fatiga de arcos de níquel-titanio de tres marcas. Revista Mexicana de Ortodoncia. 2014 Oct;2(4):253–6.
11. Macchi RL. Materiales dentales [Internet]. Panamericana; 2004. Available from: https://books.google.com.co/books?id=_OCYnoHE40kC

12. Restrepo GAU. Ortodoncia. Teoría y clínica [Internet]. Corporación para Investigaciones Biológicas; 2004. Available from: <https://books.google.com.co/books?id=qFPxlu3i3xMC>
13. Brusola JAC, de Luxán, S.A. Ortodoncia clínica y terapéutica [Internet]. Ediciones Científicas y Técnicas; 2000. Available from: <https://books.google.com.co/books?id=5C06pd4R9TMC>
14. Teramoto, Alberto. *SENTALLOY® the Story of Superelasticity*. 2010.
15. Torres V. Propiedades mecánicas de tres marcas de arcos ortodóncicos de níquel-titanio termoactivados. Estudio in vitro. Odontología Sanmarquina [Internet]. 2014 Jan 1 [cited 2024 Apr 29]; Available from: https://www.academia.edu/113404519/Propiedades_mec%C3%A1nicas_de_tres_marcas_de_arcos_ortod%C3%B3ncicos_de_n%C3%ADquel_titanio_termoactivados_Estudio_in_vitro
16. Rock WP, Wilson HJ. Forces exerted by orthodontic aligning archwires. British Journal of Orthodontics [Internet]. 1988 Nov 1;15(4):255–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3203100/>
17. Lin L, Currier GF, Kadioglu O, Florez FLE, Thompson DM, Khajotia SS. Flexural properties of rectangular nickel-titanium orthodontic wires when used as ribbon archwires. The Angle Orthodontist. 2018 Aug 3;89(1):54–63.
18. Bavikati VN. Evaluation of Mechanical and Physical Properties of Clinically Used and Recycled Superelastic NiTi Wires. JOURNAL OF CLINICAL AND

- DIAGNOSTIC RESEARCH [Internet]. 2016; Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5020169/>
19. Yu JM, Kang SY, Lee JS, Jeong HS, Lee SY. Mechanical Properties of Dental Alloys According to Manufacturing Process. Materials [Internet]. 2021 Jun 17;14(12):3367. Available from: <https://www.mdpi.com/1996-1944/14/12/3367/pdf>
 20. Abdelrahman RSh, Al-Nimri KS, Al Maaitah EF. A clinical comparison of three aligning archwires in terms of alignment efficiency: A prospective clinical trial. The Angle Orthodontist [Internet]. 2014 Aug 4;85(3):434–9. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8612438/>
 21. Albuquerque CG de, Correr AB, Venezian GC, Santamaria M, Tubel CA, Vedovello SAS. Deflection and Flexural Strength Effects on the Roughness of Aesthetic-Coated Orthodontic Wires. Brazilian Dental Journal [Internet]. 2017; 28:40–5. Available from: <https://www.scielo.br/j/bdj/a/DBKMyNjjkqJgGRxLm75JnHQ/?lang=en>
 22. Sarul M, Kowala B, Antoszewska J. Comparison of elastic properties of nickel-titanium orthodontic archwires. Advances in Clinical and Experimental Medicine: Official Organ Wroclaw Medical University [Internet]. 2013;22(2):253–60. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23709382/>
 23. Tian K, Darvell BW. Determination of the flexural modulus of elasticity of orthodontic archwires. Dental Materials [Internet]. 2010 Aug;26(8):821–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20537375/>

24. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics [Internet]. 2003 Apr;123(4):416–22. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12695769/>

ANEXOS

Tabla 1. Tabla estadística de resultados d'Agostino y ANOVA

	GRUPO	n	Mean	Standard Error	Median	Maximum	Minimum	IQR	d'Agostino-Pearson p-value	ANOVA: Single Factor p-value
RESISTENCIA TENSIL (F/mm2=Mpa)	(Forestadent)	8	1224,94	10,80	1224,90	1271,95	1188,90	47,28	0,595	0,000
	(Ormco)	8	1300,16	8,16	1303,04	1337,96	1264,12	24,64	0,979	
	(MEM)	8	1110,98	3,62	1111,77	1125,20	1089,28	5,60	0,042	
	(Meite Dental)	8	1312,13	19,12	1313,55	1380,63	1210,39	53,00	0,443	
	(3M)	8	1184,86	7,03	1182,15	1220,22	1152,68	13,23	0,607	
RESISTENCIA A LA FLEXION (F/mm2=Mpa)	(Forestadent)	8	541,89	6,90	541,92	567,63	517,83	34,37	0,276	0,000
	(Ormco)	8	568,19	6,55	562,51	591,51	546,91	31,83	0,202	
	(MEM)	8	553,88	6,35	557,91	576,59	530,70	30,91	0,295	
	(Meite Dental)	8	833,91	7,61	832,64	862,53	805,82	30,59	0,432	
	(3M)	8	710,11	8,88	700,75	754,48	687,54	37,25	0,483	
LIMITE DE MODULO ELASTICO A TENSION (N/mm2=Mpa)	(Forestadent)	8	15667,83	768,52	15724,20	18676,10	12559,50	3540,05	0,559	0,000
	(Ormco)	8	22976,76	1571,90	21405,20	29129,80	18336,90	8060,00	0,218	
	(MEM)	8	25101,04	1125,53	25074,60	31232,30	20955,70	2914,88	0,384	
	(Meite Dental)	8	29115,85	2154,16	31084,20	36593,00	19549,40	8223,30	0,577	
	(3M)	8	25086,55	1236,71	24253,65	30889,10	21491,40	4940,45	0,580	
DEFORMACION A TENSION (%)	(Forestadent)	8	23,29	0,80	23,50	26,47	20,29	2,58	0,837	0,953
	(Ormco)	8	23,03	0,48	23,45	24,45	20,49	1,71	0,372	

	(MEM)	8	23,48	0,36	23,74	24,95	21,49	0,78	0,220	
	(Meite Dental)	8	22,90	0,73	23,43	25,19	18,42	1,17	0,013	
	(3M)	8	22,95	0,55	23,50	24,60	20,79	2,85	0,206	
DEFORMACION A FLEXION (%)	(Forestadent)	8	5,44	0,20	5,39	6,23	4,64	0,95	0,527	0,968
	(Ormco)	8	5,56	0,19	5,71	6,17	4,65	0,58	0,535	
	(MEM)	8	5,49	0,16	5,58	6,05	4,65	0,57	0,532	
	(Meite Dental)	8	5,46	0,19	5,41	6,40	4,65	0,57	0,797	
	(3M)	8	5,60	0,15	5,55	6,12	4,93	0,50	0,845	

Tabla 2. Tabla estadística de resultados de TuKey

group 1	group 2	RESISTENCIA TENSIL (F/mm2=Mpa)		RESISTENCIA FLEXION (F/mm2=Mpa)		LIMITE DE MODULO ELASTICO A TENSION (N/mm2=Mpa)		DEFORMACION A TENSION (%)		DEFORMACION A FLEXION (%)	
		mean	p-value	mean	p-value	mean	p-value	mean	p-value	mean	p-value
(Forestadent)	(Ormco)	75,22	0,000	26,30	0,104	7308,94	0,009	0,26	0,998	0,26	0,998
(Forestadent)	(MEM)	113,96	0,000	11,99	0,774	9433,21	0,000	0,19	0,999	0,19	0,999
(Forestadent)	(Meite Dental)	87,19	0,000	292,02	0,000	13448,03	0,000	0,39	0,991	0,39	0,991
(Forestadent)	(3M)	40,08	0,100	168,23	0,000	9418,73	0,000	0,34	0,994	0,34	0,994
(Ormco)	(MEM)	189,18	0,000	14,31	0,642	2124,28	0,837	0,45	0,984	0,45	0,984
(Ormco)	(Meite Dental)	11,97	0,939	265,73	0,000	6139,09	0,038	0,13	1,000	0,13	1,000
(Ormco)	(3M)	115,30	0,000	141,93	0,000	2109,79	0,840	0,08	1,000	0,08	1,000
(MEM)	(Meite Dental)	201,15	0,000	280,03	0,000	4014,81	0,307	0,58	0,960	0,58	0,960
(MEM)	(3M)	73,87	0,000	156,24	0,000	14,49	1,000	0,53	0,970	0,53	0,970
(Meite Dental)	(3M)	127,27	0,000	123,80	0,000	4029,30	0,303	0,05	1,000	0,05	1,000

Tabla 3. Características de la muestra

GRUPO	TIPO DE ALEACION	DISTRIBUIDOR	GAMA
MEM (mem dental)	NiTi Termo (cobre niquel titanio)	Ixion	Baja 7.500/ud
OR (Ormco)	Cooper NiTi 35°	Damon	Alta 21.000/ud
MD (Meite Dental)	NiTi Natural Superelastic	China	Baja 5.000/pq
FOR (Forestadent)	N/A	Forestadent	Alta 19.000/ud
3M	NiTi termo activado superelastic	3M	Media 11.000/ud

Tabla 4. Tabla de propiedades analizadas con diferencias entre marcas

DEFORMACION	Diferencias	No diferencias
-------------	-------------	----------------

RESISTENCIA A LA FLEXION	Diferencias	No diferencias
	en todas las aleaciones	forestadent - ormco
		forestadent - mem
		ormco - mem
LIMITE DE MODULO ELASTICO	Diferencias	No diferencias
	forestadent- ormco	
	forestadent – mem	
	forestadent – meite	
	forestadent - 3m	
	ormco – meite	
RESISTENCIA TENSIL	Diferencias	No diferencias
	todas las aleaciones	

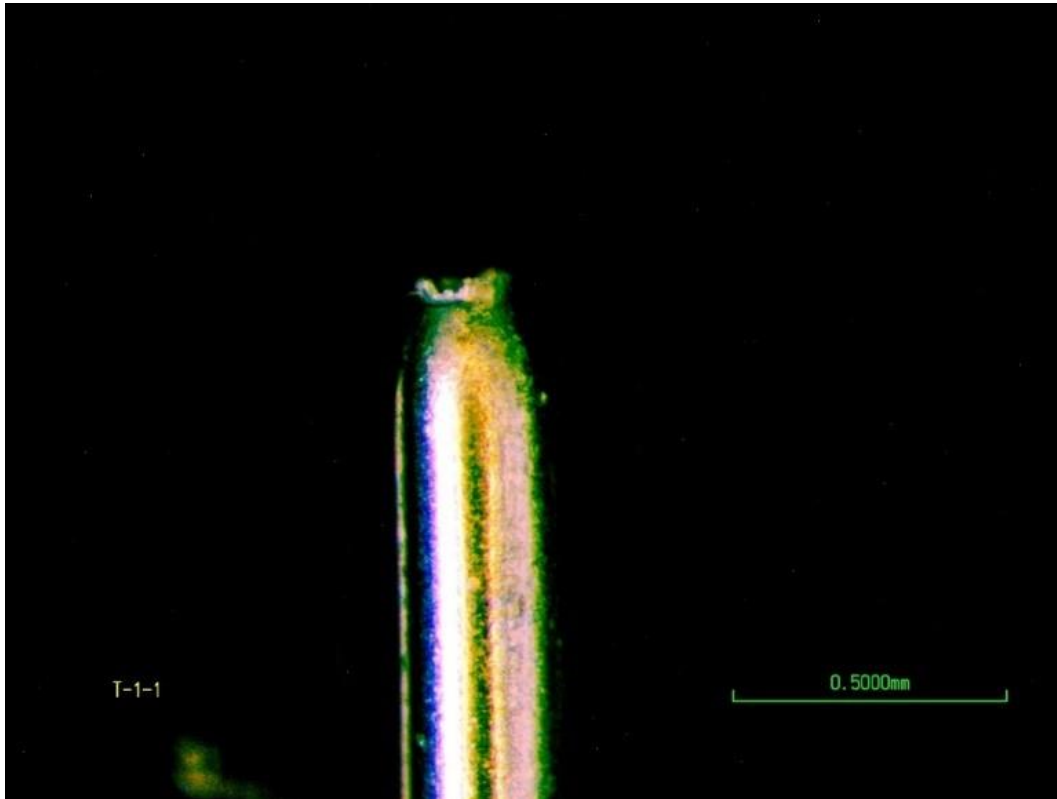


Imagen 1. Zona de deformación del material

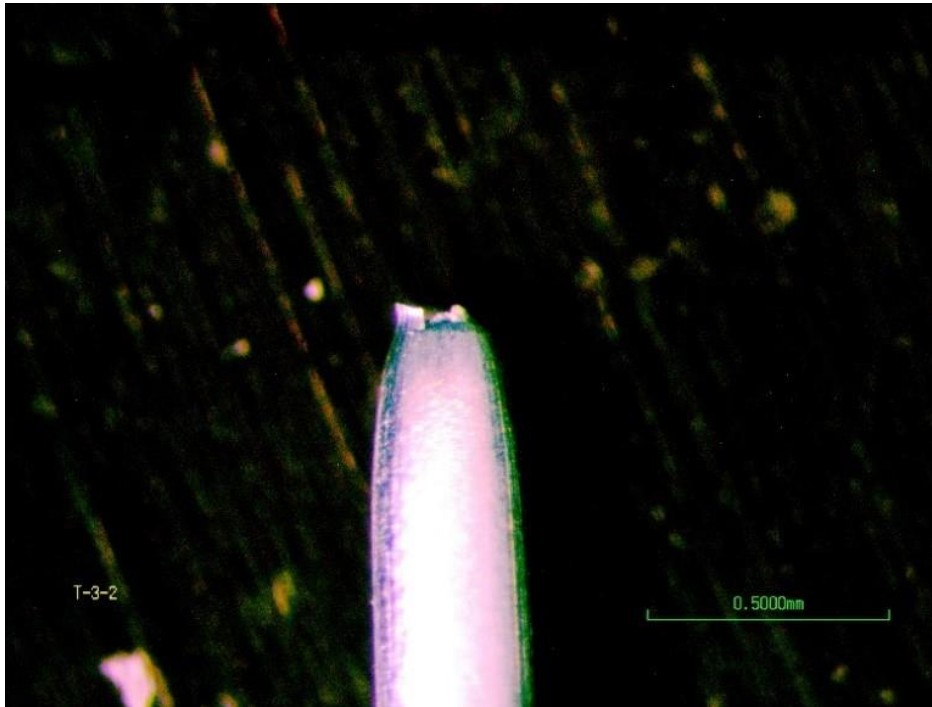
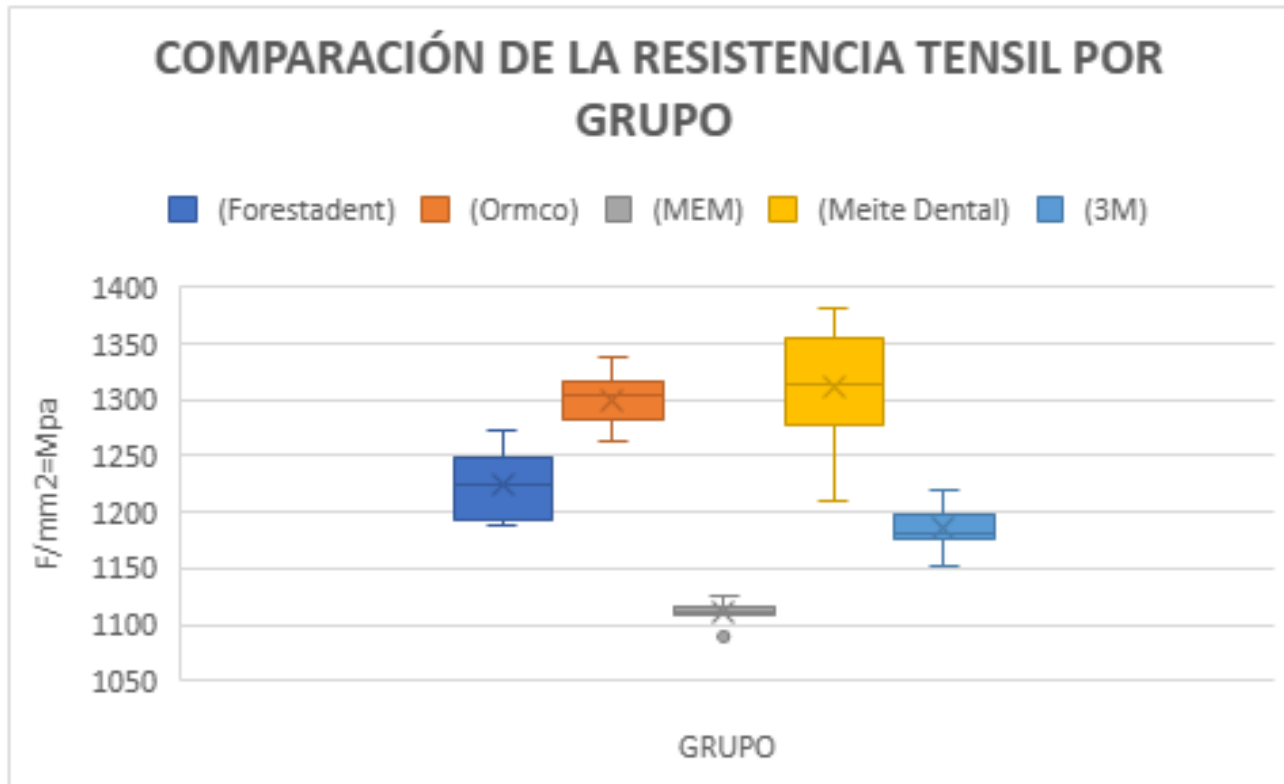
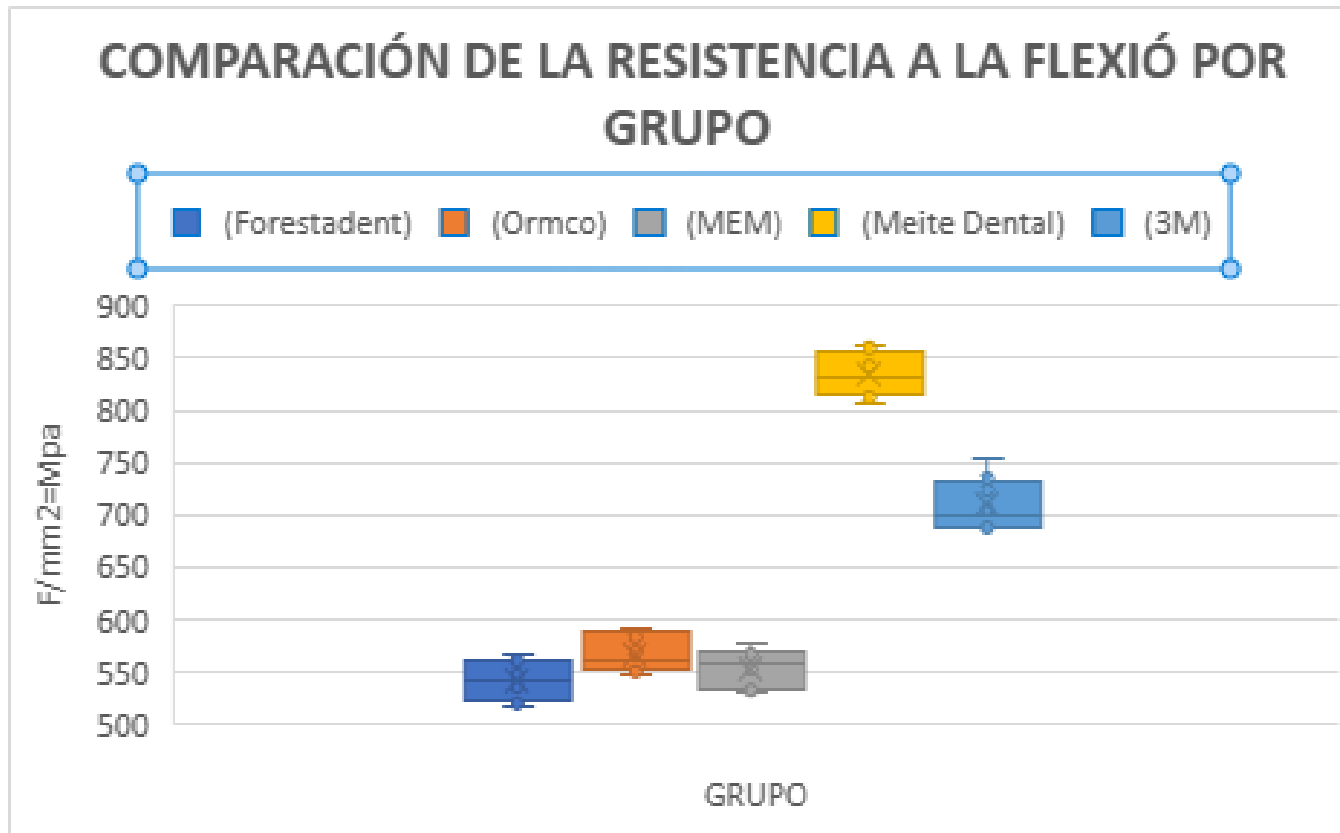


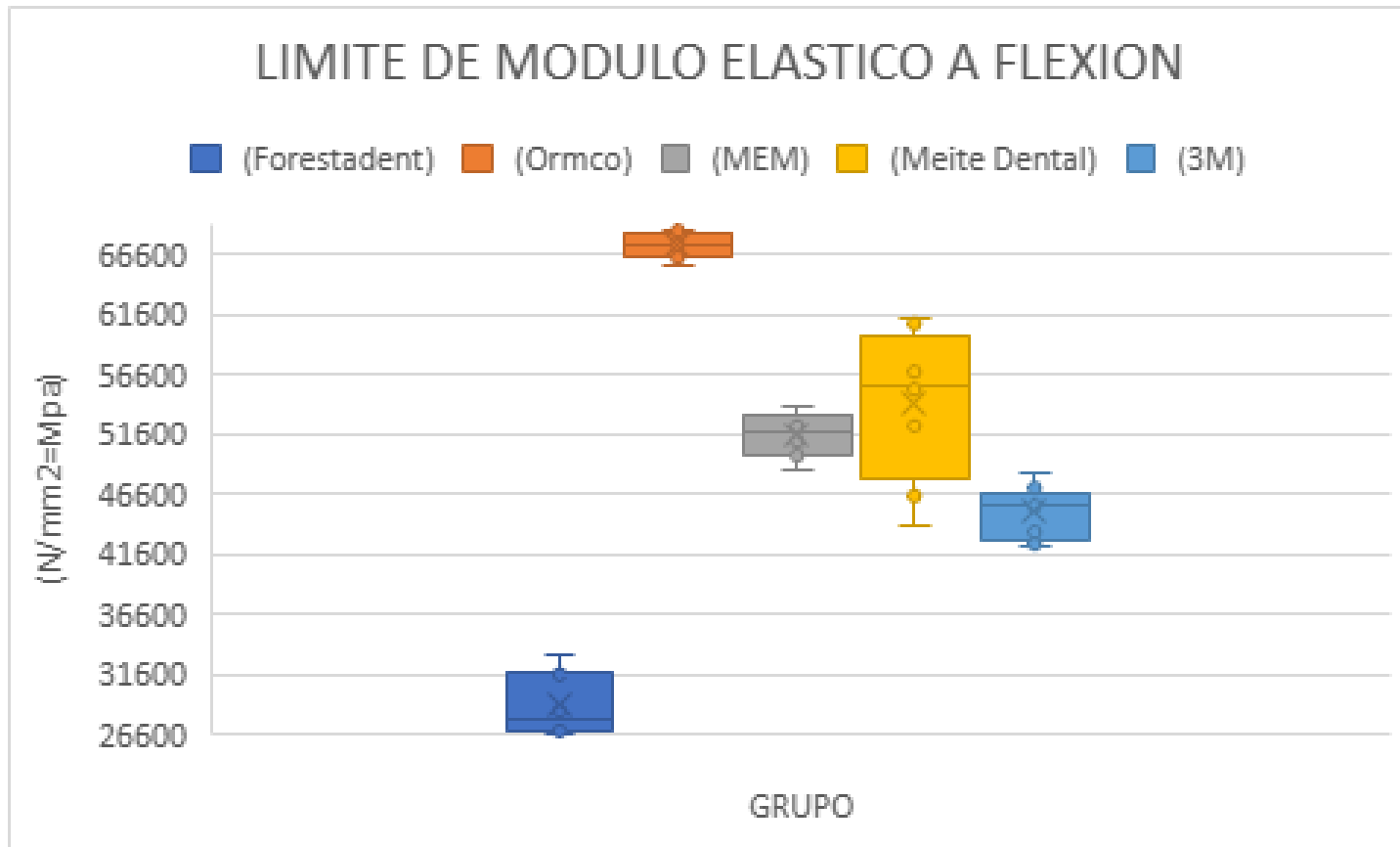
Imagen 2. Zona de deformación del material



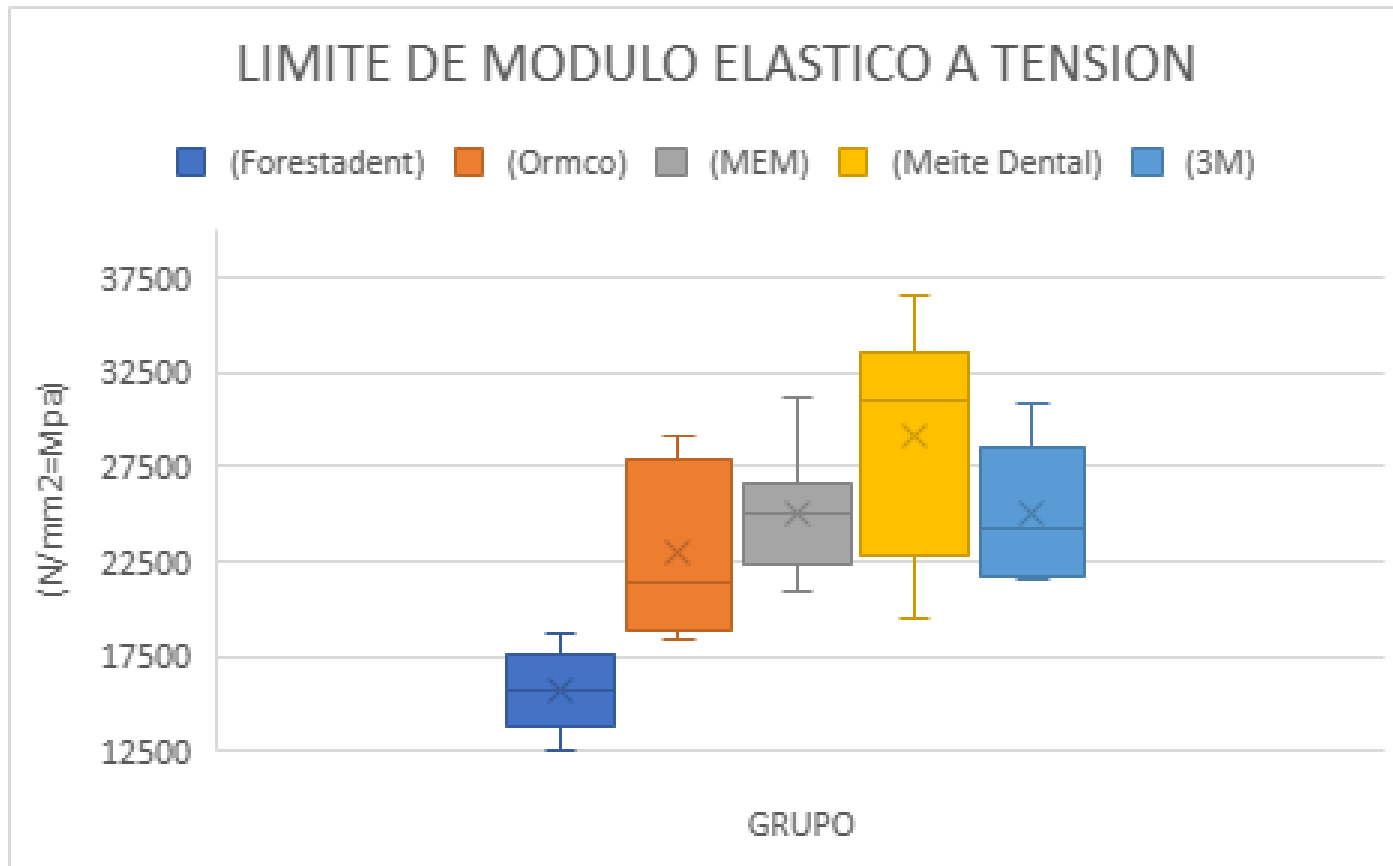
Grafica 1. Comparación de la resistencia tensil por grupo



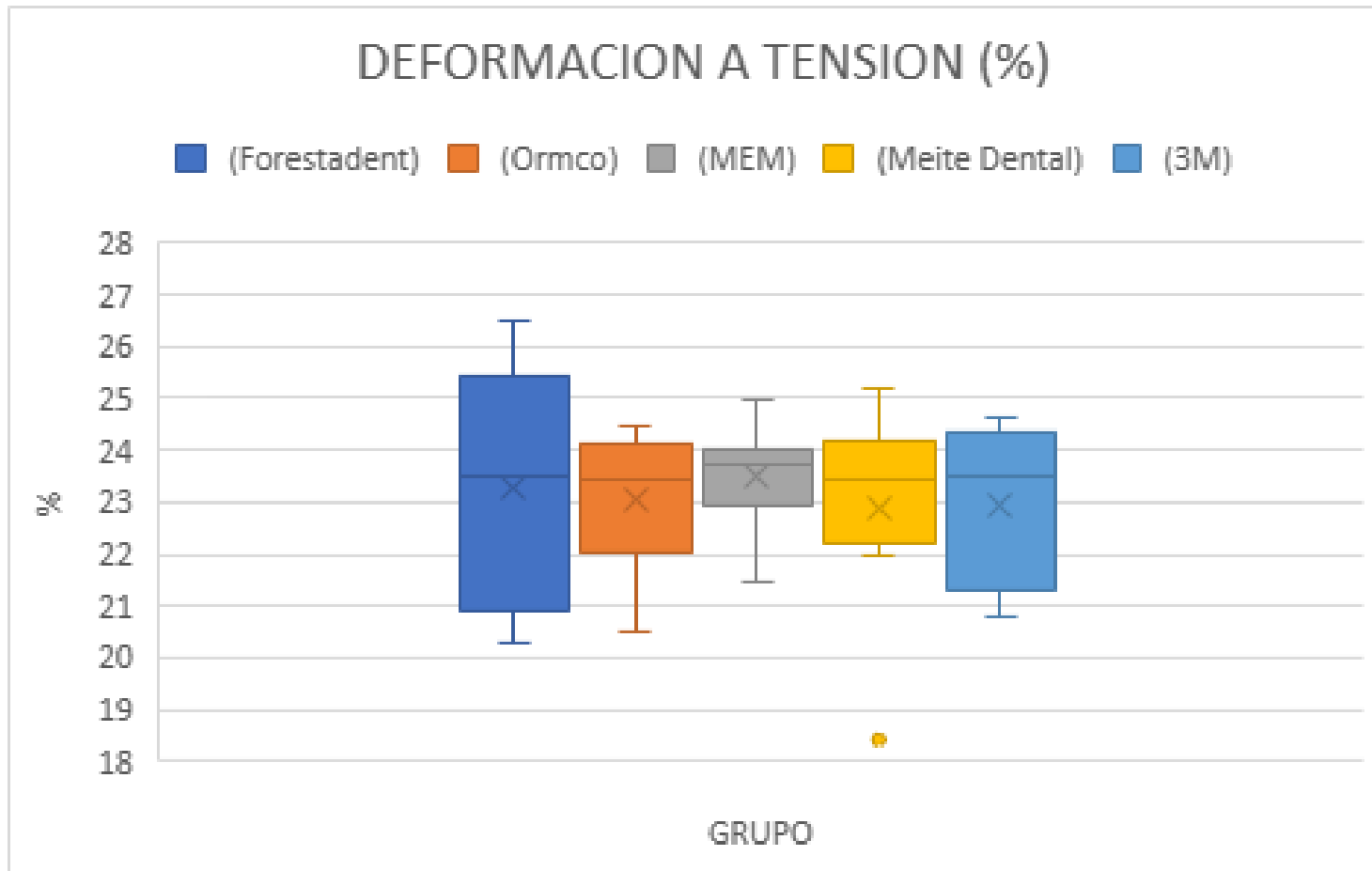
Grafica 2. Comparación de la resistencia a la flexión por grupo



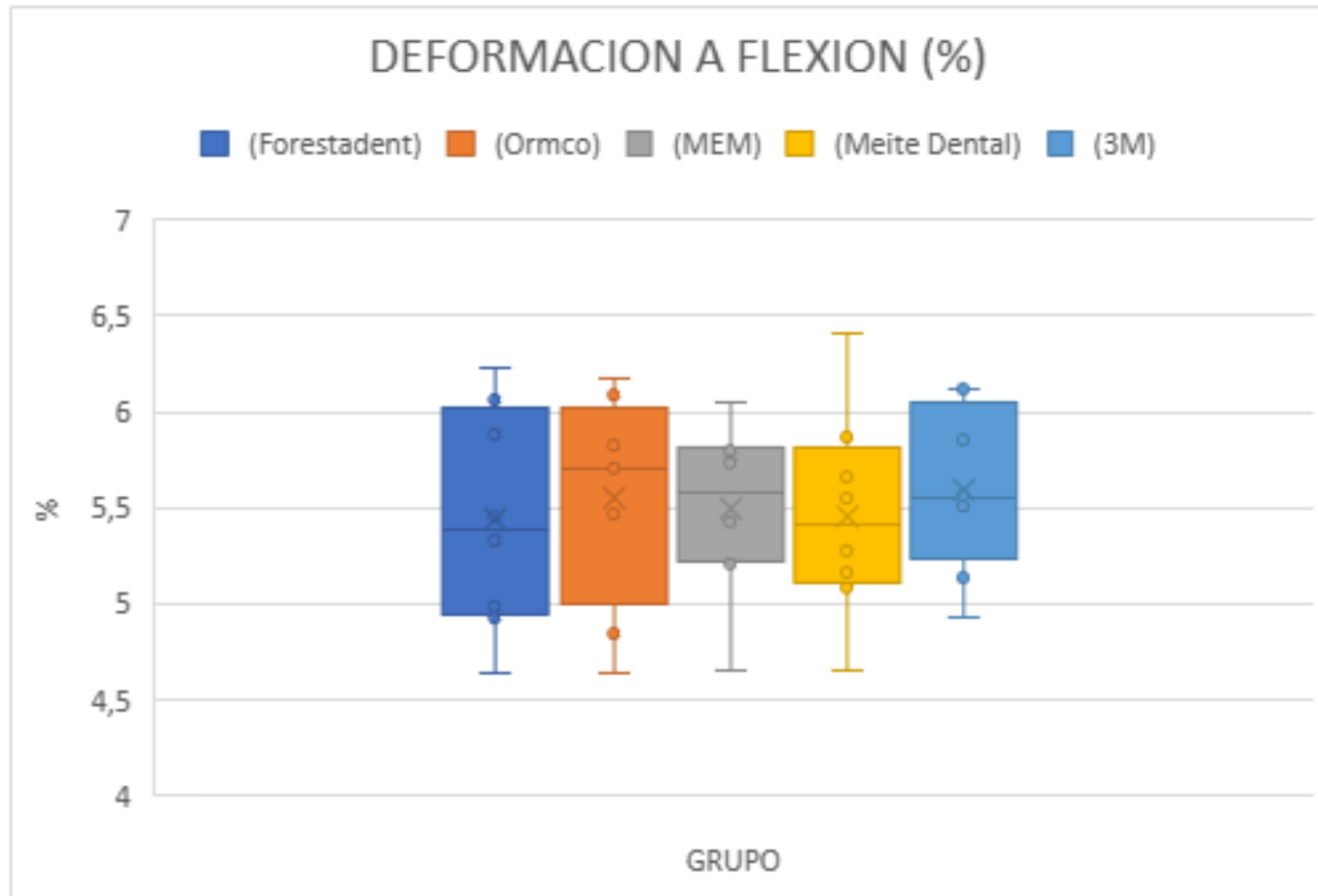
Grafica 3. Límite de modulo elástico flexión



Grafica 4. Límite de modulo elástico a tensión



Grafica 5. Deformación a tensión



Grafica 6. Deformación a flexión

ABREVIATURAS Y SIMBOLOS

NiTi o Nitinol: aleación metálica que contiene níquel y titanio.

TTR: rango de temperatura de transición

ADA: Asociación Dental Americana

N: Newton

mm: milímetros

in: pulgadas

Mpa: Mega pascales

MEM: MEM Dental

OR:Ormco

MD: Meite Dental

FOR: Forestadent

%: porcentaje