Facultad de Ciencias de la Salud

Especialización en Ortodoncia

Tema:

Deformación flexural de la estructura del arco de Níquel Titanio Superelástico y Termoactivado ante diferentes fuerzas

Trabajo de titulación para la obtención del título de "Especialista en Ortodoncia"

Presentado por:

Adriana Alexandra Chávez Llerena

Tutora:

Dra. Johanna Fiallos

Quito, Septiembre del 2025

Resumen

El desarrollo de las nuevas aleaciones de arcos de níquel-titanio son seleccionados por los especialistas para el tratamiento de maloclusiones dentales, la generación de fuerzas continuas y controladas son las principales ventajas de estos componentes. El objetivo de la investigación es evaluar el comportamiento de la deformación flexural de los arcos ortodónticos de níquel-titanio superelásticos y termoactivados con diferentes magnitudes de fuerza y calibre, considerando temperaturas de 35 °C y 40 °C. La metodología aplicada en este estudio experimental fue a través de la deflexión a 4 mm de un segmento de arco de 24 mm con 12 mm entre apoyos, tomando como muestra 160 arcos ortodónticos de 4 casas comerciales con dos calibres 0.014” y 0.018”. Como resultado se obtuvo que la marca que alcanzó mayor valor de fuerza a una temperatura de 35°C fue Orthotechnology en arcos superelásticos y la marca American Orthodontics en arcos termoactivados. Ante la exposición de 40°C los resultados obtenidos mencionan que la marca Ormco en arcos NiTi y American Orthodontics para CuNiTi tienen mayor capacidad de soportar la carga aplicada antes de su deformación elástica. Se concluye de esta manera que la aleación NiTi presentó mayor fuerza y desplazamiento que CuNiTi, con relación a la temperatura 35°C la fuerza fue mayor en el grupo T1 con 1.08 N (NiTi), al incrementar la temperatura a 40°C, la fuerza fue más alta en los grupos A4 con 1,16 N.

Palabras clave: Deflexión flexural, deformación, arcos, Níquel-titanio, superelástico, termoactivado

Declaración de Aceptación de Norma Ética y Derechos

El presente documento se ciñe a las normas éticas y reglamentarias de la Universidad Hemisferios. Así, declaro que lo contenido en este ha sido redactado con entera sujeción al respeto de los derechos de autor, citando adecuadamente las fuentes. Por tal motivo, autorizo a la Biblioteca a que haga pública su disponibilidad para lectura dentro de la institución, a la vez que autorizo el uso comercial de mi obra a la Universidad Hemisferios, siempre y cuando se me reconozca el cuarenta por ciento (40%) de los beneficios económicos resultantes de esta explotación.

Además, me comprometo a hacer constar, por todos los medios de publicación, difusión y distribución, que mi obra fue producida en el ámbito académico de la Universidad Hemisferios.

De comprobarse que no cumplí con las estipulaciones éticas, incurriendo en caso de plagio, me someto a las determinaciones que la propia Universidad plantee.

Firmado electrónicamente por:
ADRIANA ALEXANDRA
CHAVEZ LLERENA
Validar únicamente con FirmaEC

Firma.

C.I: 0604060541

Dedicatoria

La presente tesis está dedicada, en primer lugar, a Dios, quien siempre ha sido mi guía y fortaleza, dándome la esperanza y la fe necesarias para seguir adelante. A mis queridos padres, Luis Chávez y Rosita Llerena, quienes son mi vida y el soporte más firme que he tenido. Su amor infinito, apoyo incondicional y confianza en mí han sido los pilares que me impulsaron a alcanzar esta meta. A mi novio, que, con su cariño, paciencia y compañía inquebrantable, caminó a mi lado y compartió cada momento de este proceso. También a mis adoradas mascotas, cuya ternura y alegría convirtieron los días difíciles en más llevaderos y los momentos felices en aún más especiales. A todos ustedes, gracias por estar siempre presentes y llenar mi vida de amor y luz.

Índice

Resumen 2

Declaración de Aceptación de Norma Ética y Derechos 3

Dedicatoria 4

Índice de figuras 6

Índice de tablas 8

Resumen 9

Abstract 11

Introducción 12

Marco Referencial 14

Investigación 20

Discusión de los Datos 39

Conclusiones 42

Referencias 44

Anexos 49

Índice de figuras

Figura 1. Arcos ortodónticos de la marca American Orthodontics (NiTi) y (CuNiTi) en ambos calibres 21

Figura 2. Arcos ortodónticos de la marca Morelli (NiTi) y (CuNiTi) en ambos calibres 23

Figura 3. Arcos ortodónticos de la marca Ormco (NiTi) y (CuNiTi) en ambos calibres 23

Figura 4. Arcos ortodónticos de la marca Orthotechnology (NiTi) y (CuNiTi) en ambos calibres 24

Figura 5. Calibrador pie de rey 24

Figura 6A. Materiales utilizados en el desarrollo experimental y aplicación de baño maría 25

Figura 6B. Materiales utilizados en la aplicación de baño maría 25

Figura 7A. Control de temperatura con termostato al aplicar calor para los arcos NiTi superelásticos y CuNiTi a 35°C 26

Figura 7B. Control de temperatura con termostato al aplicar calor para los arcos NiTi superelásticos y CuNiTi a 40°C 26

Figura 8. Máquina de ensayo universal 27

Figura 9. Deflexión del arco a 4 mm 28

Figura 10. Cambios en la muestras NiTi y CuNiTi según la temperatura a 35°C 35

Figura 11. Cambios en la muestras NiTi y CuNiTi según la temperatura a 40°C 36

Figura 12. Cambios en el desplazamiento de las muestras NiTi y CuNiTi según la temperatura a 35°C y las marcas comerciales 36

Figura 13. Cambios en el desplazamiento de las muestras NiTi y CuNiTi según la temperatura a 40°C y las marcas comerciales--- 37

Figura 14. Cambios en la fuerza de las muestras NiTi y CuNiTi según la temperatura a 35°C y las marcas comerciales..... 38

Figura 15. Cambios en la fuerza de las muestras NiTi y CuNiTi según la temperatura a 40°C y las marcas comerciales..... 38

Índice de tablas

Tabla 1. Conformación de los Grupos Experimentales 20

Tabla 2. Prueba de normalidad 29

Tabla 3. Evaluación de la fuerza y desplazamiento de NíTi y CuNiTi según la temperatura 29

Tabla 4. Evaluación de la fuerza y desplazamiento de NíTi y CuNiTi según calibre 30

Tabla 5. Evaluación del desplazamiento de NíTi y CuNiTi según temperatura y marcas 30

Tabla 6. Evaluación de la fuerza de NíTi y CuNiTi según temperatura y marcas..... 32

Tabla 7. Evaluación de la fuerza de NíTi y CuNiTi según calibre y marcas..... 33

Tabla 8. Evaluación del desplazamiento de NíTi y CuNiTi según calibre y marcas..... 34

Deformación flexural de la estructura del arco de Níquel Titanio Superelástico y Termoactivado ante diferentes fuerzas

Adriana Alexandra Chávez Llerena

aachavezl@estudiantes.uhemisferios.edu.ec

Resumen

El desarrollo de las nuevas aleaciones de arcos de níquel-titanio son seleccionados por los especialistas para el tratamiento de maloclusiones dentales, la generación de fuerzas continuas y controladas son las principales ventajas de estos componentes. El objetivo de la investigación es evaluar el comportamiento de la deformación flexural de los arcos ortodónticos de níquel-titanio superelásticos y termoactivados con diferentes magnitudes de fuerza y calibre, considerando temperaturas de 35 °C y 40 °C. La metodología aplicada en este estudio experimental fue a través de la deflexión a 4 mm de un segmento de arco de 24 mm con 12 mm entre apoyos, tomando como muestra 160 arcos ortodónticos de 4 casas comerciales con dos calibres 0.014” y 0.018”. Como resultado se obtuvo que la marca que alcanzó mayor valor de fuerza a una temperatura de 35°C fue Orthotechnology en arcos superelásticos y la marca American Orthodontics en arcos termoactivados. Ante la exposición de 40°C los resultados obtenidos mencionan que la marca Ormco en arcos NiTi y American Orthodontics para CuNiTi tienen mayor capacidad de soportar la carga aplicada antes de su deformación elástica. Se concluye de esta manera que la aleación NiTi presentó mayor fuerza y desplazamiento que CuNiTi, con relación a la temperatura 35°C la fuerza fue mayor en el grupo T1 con 1.08 N (NiTi), al incrementar la temperatura a 40°C, la fuerza fue más alta en los grupos A4 con 1,16 N.

Palabras clave: Deflexión flexural, deformación, arcos, Níquel-titanio, superelástico, termoactivado

Abstract

The development of new nickel-titanium archwire alloys are selected by specialists for the treatment of dental malocclusions. The generation of continuous and controlled forces are the main advantages of these components. The objective of the research is to evaluate the flexural deformation behavior of superelastic and heat-activated nickel-titanium orthodontic archwires with different magnitudes of force and caliber, considering temperatures of 35 ° C and 40 ° C. The methodology applied in this experimental study was through the deflection at 4 mm of a 24 mm archwire segment with 12 mm between supports, taking as a sample 160 orthodontic archwires from 4 commercial houses with two calibers 0.014 "and 0.018". As a result, it was obtained that the brand that achieved the highest force value at a temperature of 35 ° C was Orthotechnology in superelastic archwires and the American Orthodontics brand in heat-activated archwires. Under exposure to 40°C, the results obtained indicate that the Ormco brand NiTi archwires and the American Orthodontics brand CuNiTi archwires have a greater capacity to withstand the applied load before elastic deformation. It is concluded that the NiTi alloy exhibited greater strength and displacement than CuNiTi. At 35°C, the force was greatest in the T1 group with 1.08 N (NiTi). When the temperature increased to 40°C, the force was highest in the A4 group with 1.16 N.

Keywords: Flexural deflection, deformation, archwires, Nickel-titanium, superelastic, heat-activated

Introducción

En el campo de la ortodoncia, la selección adecuada de materiales constituye un factor decisivo para alcanzar movimientos dentales controlados y eficientes, preservando al mismo tiempo la comodidad del paciente. Dentro de estos materiales, los arcos ortodónticos de níquel-titanio (NiTi), en sus presentaciones superelásticas y termoactivadas (Copper NiTi), han revolucionado la práctica clínica debido a su capacidad de recuperar la forma original y mantener una respuesta elástica constante durante la aplicación de fuerzas (Lijima et al., 2002, pp. 1769-1774). Estas propiedades biomecánicas los convierten en una herramienta esencial durante las primeras fases de alineación y nivelación dental.

No obstante, la literatura científica muestra que el comportamiento mecánico de estas aleaciones puede variar significativamente al ser sometidas a diferentes magnitudes de fuerza y a cambios de temperatura intraoral. Esta variabilidad afecta la predictibilidad clínica de los arcos, particularmente en el segmento anterior, donde las fuerzas de deflexión resultan indispensables para lograr una alineación dental adecuada (Kusy & Whitley, 2007, p. 22). Pese a la importancia de este fenómeno, la información disponible que compare de forma sistemática cómo responden estas aleaciones bajo distintas condiciones experimentales aún es limitada, lo que representa un vacío en la evidencia científica actual.

La escasez de estudios comparativos dificulta que los especialistas puedan seleccionar, con base en datos objetivos, el arco más apropiado para cada paciente según sus características clínicas. En consecuencia, surge la necesidad de profundizar en la investigación sobre el comportamiento flexural de los arcos NiTi superelásticos y termoactivados, evaluando cómo influyen tanto la temperatura como la magnitud de la fuerza aplicada. Este tipo de estudios no solo fortalecen la comprensión de las propiedades biomecánicas de los materiales, sino que

también contribuyen a optimizar la práctica clínica al garantizar tratamientos más seguros, eficientes y personalizados (Gravina et al., 2013, pp. 35-42; Abaas, 2015, pp. 154-157).

En este contexto, la presente investigación se plantea como objetivo analizar la deformación flexural de arcos ortodónticos de níquel-titanio superelásticos y termoactivados en calibres 0.014” y 0.018”, sometidos a temperaturas de 35 °C y 40 °C y a diferentes magnitudes de fuerza, considerando cuatro casas comerciales: American Orthodontics, Morelli, Ormco, Orthotechnology. Los resultados obtenidos buscan aportar datos experimentales comparativos que fortalezcan la evidencia científica disponible y brinden al ortodoncista criterios objetivos para una adecuada selección de arcos en función de las condiciones clínicas específicas de cada paciente.

Marco Referencial

Los arcos ortodónticos tienen su origen en el año 1887 con Edward Angle considerado el padre de la ortodoncia modera quien introdujo en la odontología el arco E o wire crib, estableciendo las bases de la ortodoncia actual. Posteriormente Taylir y Paffenbarger lograron sustituir el oro por el acero en 1931, dos años después Archie Brusse sugirió el uso del acero inoxidable para los arcos ortodónticos (Shah, 2021, pp. 286-290).

Los arcos son los principales componentes utilizados en los tratamientos de ortodoncia, responsables de aplicar las fuerzas necesarias para movilizar los dientes y corregir maloclusiones. Inicialmente se utilizaron materiales como el oro y el acero inoxidable, pero la producción de nuevas aleaciones ha permitido el uso de arcos níquel-titanio (NiTi) (Albuquerque, 2017, pp. 40-45; Lijima et al., 2002, p. 176 Copelovici et al., 2022, pp. 388-395). Estos arcos están diseñados para recuperar su forma original tras ser deformados, generando fuerzas continuas y controladas que favorecen un movimiento dental eficiente y seguro (Copelovici et al., 2022, pp. 388-395).

La Asociación Dental Americana en 1977 publicó una especificación con la finalidad de estandarizar las pruebas experimentales que pretendan analizar las propiedades mecánicas de los arcos ortodónticos, llegando así a las pruebas de flexión y doblado. No obstante, los resultados obtenidos eran controversiales en relación con la prueba de resistencia a la tracción, generando así críticas a la precisión de las pruebas sugeridas. Seleccionando así a la prueba de resistencia a la tracción como la más confiable para exponer los detalles relacionados a la mecánica de los arcos ortodónticos (Gravina et al., 2013, pp. 35-42).

La corrección discrepancias dentales y esqueléticas fue desde siempre el objetivo del tratamiento ortodóntico mejorando tanto la función como la estética, es así que dentro de los hitos históricos que lograron el desarrollo de los arcos actuales tenemos, el uso de la aleación cromo cobalto en 1940, la introducción del níquel en los materiales ortodónticos desde 1980. A partir del 1985 bajo el nombre comercial de Nitinol se utilizaron los arcos producidos por la compañía de Unitek Corporation sentando la base para los arcos que conocemos hoy en día (Shah, 2021, pp. 286-290).

Dentro de los arcos NiTi destacan los superelásticos y los termoactivados (Copper NiTi), cada uno con características específicas para su aplicación clínica según la fase del tratamiento ortodóntico. Los arcos superelásticos se utilizan principalmente en la fase inicial de alineación y nivelación, ya que proporcionan fuerzas ligeras y constantes, ideales para el movimiento dental en pacientes con apiñamiento severo o desajustes iniciales (Cardoso, 2008, pp. 144-157). En fases intermedias, los arcos termoactivados resultan especialmente útiles debido a su sensibilidad a la temperatura intraoral, lo que permite un control progresivo de la fuerza aplicada y favorece la coordinación del arco y la corrección transversal (Lijima et al., 2011, p. 398). Finalmente, en las fases de detallado y acabado, los arcos de mayor calibre, ya sean NiTi termoactivados o combinados con acero inoxidable, se emplean para perfeccionar la oclusión y alcanzar la estabilidad final del tratamiento (Proffit et al., 2019, p. 23; Eliades & Brantley, 2017, p. 34).

Los criterios que constituyen el arco ortodóntico ideal son la alta conformabilidad y resistencia, amplio rango de movimiento y baja rigidez. En el campo de la ortodoncia, rige la necesidad de utilizar fuerzas ligeras y continuas para lograr un movimiento dental controlado que asegure el éxito en la oclusión funcional y la estética. La nueva era odontológica ha permitido el desarrollo de una amplia gama de arcos ortodónticos capaces de adaptarse a las necesidades del

profesional y la situación clínica del paciente (Shah, 2021, pp. 286-290; Gravina et al., 2013, pp. 35-42).

A pesar de la cantidad de aleaciones utilizadas para fabricar arcos de ortodoncia, existe una gran variedad de marcas comerciales disponibles. Las grandes empresas afirman que sus materiales ofrecen un mejor rendimiento debido a las propiedades mecánicas que poseen, sin embargo, son muy contadas casas comerciales que describen estas características, así como sus indicaciones en el producto, dificultando al especialista en la elección del material más adecuado según la condición clínica y la necesidad del paciente (Gravina et al., 2013, p. 37).

Arcos de NiTi superelásticos fueron introducidos a la práctica ortodóntica en 1970 siendo su composición 50% níquel y 50%, se comercializó en forma austenítica activada por tensión y para obtener sus propiedades se tiene su activación por deformación (Uysal et al., 2022, p. 3; Ávila, 2020, pp. 20-24; Cardoso, 2008, p. 147).

Estos arcos son arcos utilizados en la alineación y nivelación dental pues poseen propiedades de superelasticidad y memoria de forma que generan fuerzas ligeras y continuas, sin embargo, su módulo de elasticidad menor que el acero inoxidable es un limitante las etapas posteriores. Se diferencia de los arcos NiTi convencionales por su rigidez, así como un menor módulo de elasticidad y flexibilidad, poseen un bajo grado de corrosión y una mínima reacción con el medio bucal a diferencia de los arcos de acero inoxidable (Wilkinson et al., 2002, pp. 483-495; Teramoto, 2016, pp. 166-173; Gravina et al., 2013, p. 37).

Arcos de NiTi termoactivados (Copper NiTi), estos por su parte tiene su origen en California donde se incorporó cobre a la aleación ya desarrollada en una concentración del 6%. Estos se fabrican en fase martensítica y son activados por el cambio de temperatura y gracias a la

presencia de cobre mejora su conductividad térmica (Ávila, 2020, pp 20-24; Bharathi et al., 2024, p. 2).

Poseen un módulo de elasticidad menor, experimentando deformaciones ante niveles de fuerza más bajos y sus propiedades termoactivas modifican la rigidez y fuerza, permitiendo movimientos suaves y progresivos. Son útiles para pacientes con mayor riesgo de reabsorción dental y mucho más cómodos (Gravina et al., 2013, p. 37).

Gravina et al. (2013) mencionan en su estudio la importancia de la biocompatibilidad de los arcos de ortodoncia pues al estar en contacto con la cavidad oral en específico la mucosa, estos elementos deben ser bien tolerados por el tejido bucal, sin ocasionar reacciones alérgicas, deben ser capaces de resistir la corrosión que pudiera provocar el medio bucal y la liberación de iones.

Dentro de las propiedades mecánicas de los arcos ortodónticos, tenemos la resiliencia definida como la capacidad de un metal para almacenar energía cuando es deformada y al momento de descargarse liberar la energía acumulada. Cuando la energía acumulada es mayor que la carga aplicada la fuerza generada es más continua y constante, siendo una característica deseable para un tratamiento que requiera menor tiempo clínico (Gravina et al., 2013, p. 37).

Deformación flexural es la capacidad del arco ortodóntico para doblarse bajo una carga aplicada, esta habilidad del arco se produce dentro de un rango elástico regulado. En el campo de la ortodoncia, este fenómeno es crucial para garantizar que los arcos ejerzan fuerzas suaves y constantes, mejorando así la eficacia y la comodidad del tratamiento (Miyara et al., 2014, pp. 27-31; Cardoso, 2008, p. 144).

Elasticidad es la propiedad que permite a un arco recuperar su forma original después de ser deformado por fuerzas externas Esta característica evita que los arcos tengan deformaciones permanentes o fracturas (Wilkinson et al., 2002, p. 486). existen ciertos factores capaces de alterar la rigidez como la dureza, el tipo de aleación, exposición a la temperatura, forma y medida de la sección transversal, así como la distancia y el ancho de brackets utilizados. Es preferible una baja rigidez pues produce fuerzas más ligeras garantizando mayor precisión y facilidad para aplicar la fuerza deseada (Gravina et al., 2013, p. 37).

Fuerza de los arcos ortodónticos es la magnitud de carga que el arco ejerce sobre los dientes durante su activación. Las fuerzas generadas por las deflexiones controladas en los arcos NiTi y Copper NiTi (CuNiTi) oscilan entre los 0.4 N a 2 N. Estas fuerzas se mantienen dentro del rango elástico, lo que significa que los arcos recuperan su forma original sin sufrir deformaciones permanentes (Ruwiaee, 2015, pp. 54-157).

Límite elástico se refiere a la carga máxima como resultado de la fuerza aplicada y la deformación ocasionada, esta propiedad es importante para evitar que las fuerzas masticatorias provoquen fractura o una deformación definida. Esta propiedad es idónea para etapas iniciales donde se busca nivelar y alinear las piezas dentales, autores como Gravina et al. (2013) mencionan que un alto limite elástico y un bajo módulo de elasticidad puede significar una mayor vida útil al arco ortodóntico.

Temperatura es la cantidad de energía dentro de un objeto, es importante mencionar que la memoria de forma y las propiedades superelásticas de los arcos NiTi y CuNiTI son atribuidos a su tranformación entre una fase austenítica donde tiene un rango de mayor temperatura (20 °C a 40 °C o incluso hasta 55 °C en aleaciones termoactivas) y una fase martensita de baja

temperatura (aprox. −20 °C a 20 °C). Cada aleación de NiTi tiene un rango de temperatura específico en que se produce esta transición de fase, es decir si se calientan por encima de cierto rango de temperatura volverán a su forma original (Sakima et al., 2006, p. 282).

A los 35 °C, valor que se aproxima a la temperatura corporal promedio. Es la que se toma como referencia clínica porque está muy cerca de la temperatura real del cuerpo humano en reposo (36–37 °C), los arcos termoactivados liberan fuerzas más ligeras y constantes, lo que resulta beneficioso en pacientes con periodonto sensible o con baja tolerancia al dolor. A diferencia de los 40 °C, que no corresponde a la temperatura basal del cuerpo sino a un rango utilizado para simular las variaciones térmicas dentro de la cavidad oral. Dentro de la boca, la temperatura puede subir transitoriamente por factores como consumo de bebidas calientes, actividad muscular, fricción del aparato o inflamación local. A esa temperatura, los arcos NiTi y CuNiTi muestran un aumento en su rigidez y capacidad de recuperación elástica, liberando fuerzas más intermitentes y de mayor magnitud, lo que puede ser ventajoso en pacientes con periodonto comprometido o que no toleran fuerzas constantes (Abaas, 2015, pp. 154-157; Sandoval Vidal et al., 2012, pp. 65-70)

Investigación

Para llevar a cabo este proceso, se estableció una muestra de tipo intencional no probabilística por conveniencia, y se realizó un estudio de tipo experimental in vitro, pues se realiza en un entorno controlado (García et al., 2017, pp. 79–86).

La conformación general de los grupos se detalló en la tabla 1, donde se expuso la selección de un grupo de 160 arcos como muestra siendo, 80 arcos de NiTi superelásticos y 80 arcos Cooper NiTi termoactivados, con calibres de 0,014" y 0,018"; los arcos en mención debían tener una extensión de 24mm que representa la longitud activa promedio del segmento anterior de un arco ortodóntico, es decir, la distancia entre los brackets de los incisivos laterales o de canino a canino, dependiendo del caso, con 12mm entre apoyos segmento seleccionado por su relevancia clínica, ya que es donde ocurren las mayores deflexiones durante las fases de alineación.

Criterios de inclusión

- Arcos ortodónticos de níquel-titanio superelásticos y termoactivados (Copper NiTi) de las cuatro casas comerciales incluidas en el estudio (American Orthodontics, Morelli, Ormco Damon y Orthotechnology).
- Arcos nuevos y sin uso clínico previo, asegurando que sus propiedades mecánicas no hayan sido alteradas.
- Arcos con calibres estandarizados para el estudio (0.014” y 0.018”).
- Arcos sin deformaciones visibles ni defectos de fabricación (control de calidad previo a los ensayos).
- Arcos que correspondan al lote de fabricación especificado para evitar variaciones

Criterios de exclusión:

- Arcos con defectos visibles o deformaciones (doblados, torcidos o con daños superficiales evidentes).
- Arcos reutilizados o sometidos a pruebas mecánicas o tratamientos clínicos.
- Arcos de otras marcas comerciales no incluidas en el diseño experimental del estudio.
- Arcos con dimensiones o aleaciones que no correspondan a las especificadas para este análisis comparativo.

Tabla 1.

Conformación de los Grupos Experimentales

Casa Comercial	Grupo	Arco	Calibre	Temperatura	Muestras por grupo	Muestras totales
American Orthodontics	A1	NiTi	0.014"	35°C y 40°C	10	40
	A2	NiTi	0.018"	35°C y 40°C	10	
	A3	CuNiTi	0.014"	35°C y 40°C	10	
	A4	CuNiTi	0.018"	35°C y 40°C	10	
Morelli	M1	NiTi	0.014"	35°C y 40°C	10	40
	M2	NiTi	0.018"	35°C y 40°C	10	
	M3	CuNiTi	0.014"	35°C y 40°C	10	
	M4	CuNiTi	0.018"	35°C y 40°C	10	
Ormco	O1	NiTi	0.014"	35°C y 40°C	10	40
	O2	NiTi	0.018"	35°C y 40°C	10	
	O3	CuNiTi	0.014"	35°C y 40°C	10	
	O4	CuNiTi	0.018"	35°C y 40°C	10	
Orthotechnology	T1	NiTi	0.014"	35°C y 40°C	10	40
	T2	NiTi	0.018"	35°C y 40°C	10	
	T3	CuNiTi	0.014"	35°C y 40°C	10	
	T4	CuNiTi	0.018"	35°C y 40°C	10	
Muestra total						160

Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se exponen los arcos utilizados en el desarrollo de la investigación: Fueron 40 arcos por las 4 marcas seleccionadas, la (Figura 1) muestra la conformación de arcos de la marca American Orthodontics, la (Figura 2) de la marca Morelli, la (Figura 3) de la marca Ormco y la (Figura 4) de la marca Orthotechnology, todas estas con sus respectivos calibres. Estos arcos fueron expuestos a distintas magnitudes de fuerza (comprendidas desde los 0,4N - 2N) a 4mm de deflexión con aplicaciones térmicas de 35°C y 40°C para los arcos NiTi superelásticos y Copper NiTi (Ruwiaee, 2015, p. 4; Lin et al., 2019, pp. 54-63).

Figura 1.

Arcos ortodónticos de la marca American Orthodontics (NiTi) y (CuNiTi) en ambos calibres

Figura 2.

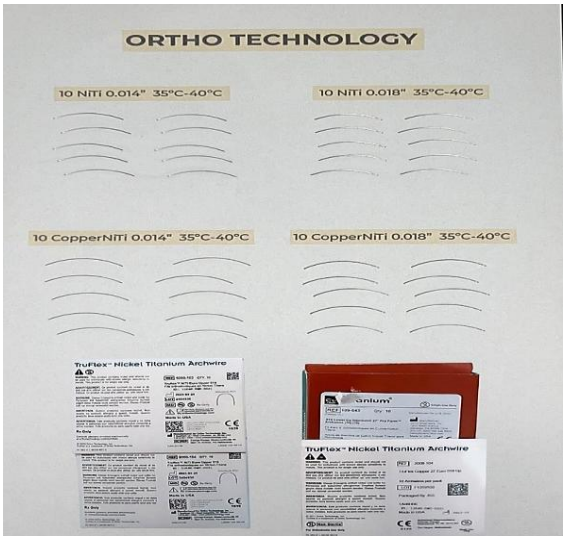
Arcos ortodónticos de la marca Morelli (NiTi) y (CuNiTi) en ambos calibres

Figura 3.

Arcos ortodónticos de la marca Ormco (NiTi) y (CuNiTi) en ambos calibres

Figura 4.

Arcos ortodónticos de la marca Orthotechnology (NiTi) y (CuNiTi) en ambos calibres



Para el desarrollo de la parte experimental se utilizó un pie de rey como se observa en la (Figura 5) con la finalidad de medir el área de evaluación correspondiente a los 24 mm del arco ortodóntico que pertenecen al segmento anterior del arco, colocando una distancia de 12 mm entre apoyos (Albuquerque, 2017, p. 41).

Figura 5.

Calibrador pie de rey

Las variaciones térmicas de 35°C y 40°C fueron aplicadas con los materiales plasmados en la (Figura 6A), mediante la técnica de baño maría (Figura 6B), controlando la temperatura con un termostato tanto para los arcos NiTi y CuNiTi (Abass y Al-Huwaizi, 2015, p.1), así como se puede observar en la (Figura 7A y 7B).

Figura 6A.

Materiales utilizados en el desarrollo experimental y aplicación de baño maría

Figura 6B.

Materiales utilizados en la aplicación de baño maría

Figura 7A.

Control de temperatura con termostato al aplicar calor para los arcos NiTi superelásticos y CuNiTi a 35°C

Figura 7B.

Control de temperatura con termostato al aplicar calor para los arcos NiTi superelásticos y CuNiTi a 40°C

Se utilizó la máquina de ensayos universales MTS modelo T 5002, también conocido como máquina de ensayo de tracción, equipo caracterizado por la capacidad de realizar pruebas de deflexión, tracción y compresión principalmente, incluye 2 mordazas que sujetan los especímenes de experimentación, una celda de carga para controlar la fuerza que se pretende ejercer y un extensómetro para valorar la deflexión provocada. Al estar conectada con un software, nos permitió obtener datos precisos y realizar una amplia gama de ensayos facilitando su manejo principalmente en el área de la investigación, como se muestra en la (Figura 8).

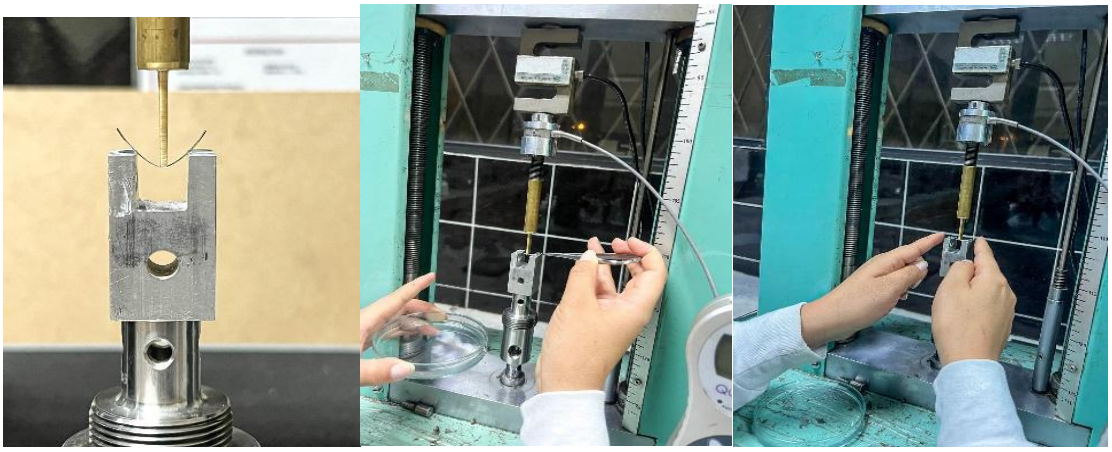
La muestra previamente controlada se colocó en la máquina y se realizó la deflexión de 4 mm ubicando el arco ortodóntico tal como se muestra en la (Figura 9), todo este procedimiento fue realizado en el Laboratorio de Mecánica de la Universidad de las Fuerzas (Anexo # 2), con la aprobación del área, con la finalidad de obtener el registro de fuerza en Newtons (N) y el desplazamiento en milímetros (mm) del arco hasta su deformación elástica (Ruwiaee, 2015, pp. 54-157).

Figura 8.

Máquina de ensayos universales MTS modelo T 5002

Figura 9.

Deflexión del arco a 4 mm



Los datos recolectados en MS Excel (Anexo # 1) fueron analizados utilizando el software estadístico SPSS versión 27. En el análisis principal se incluyó la prueba ANOVA de dos vías, considerando un nivel de significancia de $\alpha = 0.05$. Además, se comprobó la normalidad de los datos mediante pruebas como Shapiro-Wilk, caso contrario se recurrirá a métodos no paramétricos apropiados.

La Deformación Elástica se determinó para evaluar la rigidez del material y su capacidad para recuperar la forma original después de aplicada la carga, parámetro fundamental para predecir el comportamiento clínico del arco (Lijima et al. 2002, p. 1769).

Los resultados se basaron en la evaluación de la deformación flexural de los arcos ortodónticos de Ni-Ti superelásticos y Copper Niti termoactivados con diferentes magnitudes de fuerza y calibre, considerando temperaturas de 35 °C y 40 °C. Con un nivel de significancia del 95% y 5% error, se aplicó la prueba de normalidad con la finalidad de verificar si los datos tienen una distribución normal.

Tabla 2.

Prueba de normalidad

Alambre	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	Gl	p-valor
NiTi (Desplazamiento)	0,907	40	0,003
CuNiTi (Desplazamiento)	0,529	40	0,000
NiTi (Fuerza)	0,836	40	0,000
CuNiTi (Fuerza)	0,817	40	0,000

Fuente: Elaboración propia.

En la tabla 2, se evidenció la deflexión que hace referencia al aumento de desplazamiento bajo la fuerza. Los resultados permitieron aplicar pruebas no paramétricas para dos grupos NíTi y CuNiTi fué la prueba Mann Whitney y Kruskal Wsllis para grupos.

Tabla 3.

Evaluación de la fuerza y desplazamiento de NíTi y CuNiTi según la temperatura

Alambre	Temperatura	Media	D.E	95% IC		p-valor
				Mín	Máx	
NiTi (mm)	35°C	1,22	0,24	1,15	1,30	0,000
	40°C	1,04	0,21	0,97	1,11	
	Total	1,13	0,24	1,08	1,18	
CuNiTi (mm)	35°C	0,46	0,23	0,39	0,53	0,112
	40°C	0,40	0,09	0,37	0,43	
	Total	0,43	0,18	0,39	0,47	
NiTi (N)	35°C	1,38	0,58	1,20	1,57	0,965
	40°C	1,39	0,60	1,20	1,58	
	Total	1,39	0,59	1,26	1,52	
CuNiTi (N)	35°C	0,74	0,28	0,64	0,83	0,672
	40°C	0,71	0,25	0,63	0,79	
	Total	0,72	0,27	0,66	0,78	

Fuente: Elaboración propia.

En la tabla 3, se observó que los arcos NiTi y CuNiTi presentaron mayor desplazamiento a 35°C, dando a comprender que el cambio de temperatura a 40°C reduce los factores de deflexión que se resume en la capacidad de doblarse y recuperar su forma original. Respecto a la fuerza aplicada los valores mayores corresponden a NiTi en 40°C y CuNiTi a 35°C. La variación significativa se dio en el desplazamiento a 35°C; sin embargo, estadísticamente el incremento de temperatura presentó igual comportamiento para ambos arcos. Por el contrario, los valores obtenidos de fuerza no fueron significantes.

Tabla 4.

Evaluación de la fuerza y desplazamiento de NíTi y CuNiTi según calibre

Alambre	Calibre	Media	D.E	95% IC		p-valor
				Mín	Máx	
NiTi (N)	0,014"	0,86	0,10	0,83	0,89	0,000
	0,018"	1,25	0,24	1,17	1,32	
	Total	1,05	0,27	0,99	1,11	
CuNiTi (N)	0,014"	0,48	0,10	0,45	0,52	0,000
	0,018"	0,37	0,06	0,35	0,39	
	Total	0,43	0,10	0,41	0,45	
NiTi (mm)	0,014"	1,91	0,37	1,79	2,03	0,000
	0,018"	1,01	0,17	0,96	1,07	
	Total	1,46	0,53	1,34	1,58	
CuNiTi (mm)	0,014"	0,96	0,12	0,93	1,00	0,000
	0,018"	0,49	0,23	0,41	0,56	
	Total	0,73	0,30	0,66	0,79	

Fuente: Elaboración propia.

La tabla 4, se pudo observar que las aleaciones superelásticas presentaron mayor deformación y fuerza que las termoactivas, donde a un calibre de 0.014” presentó valores significativos, excepto en la fuerza de NiTi que el calibre 0.018” superó al 0.014”, esta

particularidad debido a la mayor estabilidad en la sección transversal del arco requiriendo mayor carga y fuerza durante su activación

Tabla 5.

Evaluación del desplazamiento de NiTi y CuNiTi según temperatura y marcas

Marca	Alambre	Media	D.E	95% IC		p-valor
				Mín.	Máx.	
American Orthodontics 35°	NiTi	1,19	0,27	1,00	1,38	0,000
	CuNiTi	0,38	0,03	0,36	0,40	
	Total	0,79	0,46	0,57	1,00	
Morelli 35°	NiTi	0,88	0,05	0,84	0,92	0,000
	CuNiTi	0,34	0,08	0,28	0,40	
	Total	0,61	0,29	0,48	0,75	
Orthotechnology 35°	NiTi	1,35	0,19	1,21	1,48	0,000
	CuNiTi	0,70	0,37	0,43	0,96	
	Total	1,02	0,44	0,82	1,23	
Ormco 35°	NiTi	1,22	0,31	0,99	1,44	0,000
	CuNiTi	0,35	0,05	0,31	0,39	
	Total	0,78	0,50	0,55	1,02	
American Orthodontics 40°	NiTi	1,37	0,13	1,28	1,47	0,000
	CuNiTi	0,41	0,01	0,40	0,41	
	Total	0,89	0,50	0,65	1,12	
Morelli 40°	NiTi	1,11	0,09	1,05	1,17	0,000
	CuNiTi	0,38	0,03	0,36	0,40	
	Total	0,74	0,38	0,57	0,92	
Orthotechnology 40°	NiTi	0,97	0,07	0,92	1,02	0,000
	CuNiTi	0,36	0,05	0,33	0,40	
	Total	0,67	0,32	0,52	0,82	
Ormco 40°	NiTi	0,94	0,06	0,90	0,99	0,000
	CuNiTi	0,53	0,04	0,50	0,56	
	Total	0,74	0,22	0,63	0,84	

Fuente: Elaboración propia.

La tabla 5, presentó el comportamiento de la deformación flexural en función de la temperatura y el desplazamiento; dando como resultado que a 35°C en arcos NiTi la marca

Orthotechnology tuvo el mayor valor mientras Morelli tuvo el valor más bajo en la misma temperatura y en arcos termoactivados, las mismas marcas se posicionan Orthotechnology y Morelli con el mayor y menor valor, respectivamente. En cuanto a los 40°C en arcos superelásticos American Orthodontics obtuvo el valor más alto y Ormco el menor valor, y en arcos termoactivados se obtuvo como resultado la marca Ormco la mayor fuerza y desplazamiento y Orthotechnology la menor.

Tabla 6.

Evaluación de la fuerza de NíTi y CuNiTi según temperatura y marcas

Marca	Alambre	Media	D.E	95% IC Min.	Máx.	p-valor
American Orthodontics 35°	NiTi	0,99	0,33	0,75	1,23	0.157
	CuNiTi	0,79	0,29	0,58	0,99	
	Total	0,89	0,32	0,74	1,04	
Morelli 35°	NiTi	1,03	0,27	0,83	1,22	0,015
	CuNiTi	0,76	0,16	0,64	0,87	
	Total	0,89	0,26	0,77	1,01	
Orthotechnology 35°	NiTi	1,56	0,71	1,05	2,06	0.001
	CuNiTi	0,61	0,12	0,52	0,70	
	Total	1,08	0,69	0,76	1,41	
Ormco 35°	NiTi	1,54	0,69	1,05	2,04	0.001
	CuNiTi	0,61	0,32	0,38	0,83	
	Total	1,07	0,71	0,74	1,41	
American Orthodontics 40°	NiTi	1,52	0,53	1,13	1,90	0.002
	CuNiTi	0,81	0,33	0,57	1,04	
	Total	1,16	0,56	0,90	1,42	
Morelli 40°	NiTi	1,46	0,60	1,03	1,89	0.002
	CuNiTi	0,70	0,32	0,48	0,93	
	Total	1,08	0,61	0,79	1,36	
Orthotechnology 40°	NiTi	1,48	0,57	1,07	1,88	0.003
	CuNiTi	0,74	0,34	0,50	0,98	
	Total	1,11	0,59	0,83	1,39	
Ormco 40°	NiTi	1,54	0,68	1,05	2,03	0.003
	CuNiTi	0,78	0,17	0,65	0,90	

Total	1,16	0,62	0,86	1,45

Fuente: Elaboración propia.

La tabla 6, en referencia al factor de cambio de la deformación flexural se evidenció mayor valor en la marca Orthotechnology 1.08± 0.69 N, a los 35°C, al cambiar la temperatura a 40°C fue American Orthodontics y Ormco con 1.16 N, cada uno. En la marca American Orthodontics no tuvo una variación significante entre NiTi y CuNiTi a 35°C ni a 40 °C ($p > 0,05$), aunque NiTi mostró valores medios más altos.

Tabla 7.

Evaluación de la fuerza de NíTi y CuNiTi según calibre y marcas

Marcas	Alambre	Media	D.E	95% IC		p-valor
				Min.	Máx	
American Orthodontics 0.014"	NiTi	0,72	0,05	0,68	0,76	0,000
	CuNiTi	0,56	0,05	0,52	0,59	
	Total	0,64	0,10	0,59	0,69	
American Orthodontics 0,018"	NiTi	1,30	0,03	1,27	1,32	0,000
	CuNiTi	0,98	0,09	0,92	1,05	
	Total	1,14	0,17	1,06	1,22	
Morelli 0.014"	NiTi	0,86	0,03	0,85	0,88	0,000
	CuNiTi	0,41	0,11	0,33	0,48	
	Total	0,64	0,25	0,52	0,75	
Morelli 0,018"	NiTi	2,21	0,02	2,20	2,23	0,000
	CuNiTi	0,82	0,10	0,75	0,88	
	Total	1,52	0,72	1,18	1,85	
Orthotechnology 0.014"	NiTi	0,95	0,07	0,90	1,00	0,000
	CuNiTi	0,45	0,05	0,41	0,49	
	Total	0,70	0,26	0,58	0,82	
Orthotechnology 0,018"	NiTi	2,02	0,02	2,01	2,04	0,000
	CuNiTi	1,06	0,07	1,01	1,11	
	Total	1,54	0,50	1,31	1,77	
Ormco 0.014"	NiTi	0,91	0,03	0,89	0,93	0,000
	CuNiTi	0,52	0,11	0,44	0,59	
	Total	0,71	0,22	0,61	0,81	

Ormco 0,018	NiTi	2,10	0,09	2,04	2,16	0,000
	CuNiTi	1,00	0,07	0,95	1,05	
	Total	1,55	0,57	1,2822	1,8168	

Fuente: Elaboración propia.

En la tabla 7, se evidenció que el calibre 0.014", el mayor desplazamiento para NiTi corresponde a Morelli (1,52), seguido de Orthotechnology (1,34), mientras que el menor valor se presentó en Ormco (1,02). Para CuNiTi en el mismo calibre, los valores fueron significativamente menores, destacando Ormco (0,41) como el más alto y Morelli (0,33) como el más bajo. Esta diferencia entre NiTi y CuNiTi confirmó la influencia del cobre en la aleación, que tiende a proporcionar mayor control de fuerzas y, por tanto, menor desplazamiento.

Tabla 8.

Evaluación del desplazamiento de NiTi y CuNiTi según calibre y marcas

Marcas	Alambre	Media	D.E	95% IC		p-valor
				Mín.	Máx	
American Orthodontics 0.014"	NiTi	1,11	0,23	0,95	1,27	0,000
	CuNiTi	0,38	0,04	0,36	0,41	
	Total	0,75	0,41	0,56	0,94	
American Orthodontics 0,018"	NiTi	0,96	0,25	0,78	1,14	0,000
	CuNiTi	0,34	0,07	0,28	0,39	
	Total	0,65	0,37	0,48	0,82	
Morelli 0.014"	NiTi	1,52	0,02	1,51	1,53	0,000
	CuNiTi	0,33	0,03	0,31	0,34	
	Total	0,92	0,61	0,64	1,21	
Morelli 0,018"	NiTi	1,05	0,13	0,95	1,14	0,011
	CuNiTi	0,72	0,35	0,48	0,97	
	Total	0,89	0,30	0,74	1,03	
Orthotechnology 0.014"	NiTi	1,34	0,16	1,23	1,46	0,000
	CuNiTi	0,38	0,03	0,36	0,40	
	Total	0,86	0,51	0,62	1,10	
Orthotechnology 0,018"	NiTi	1,14	0,12	1,06	1,22	0,000
	CuNiTi	0,40	0,01	0,40	0,41	
	Total	0,77	0,39	0,59	0,95	

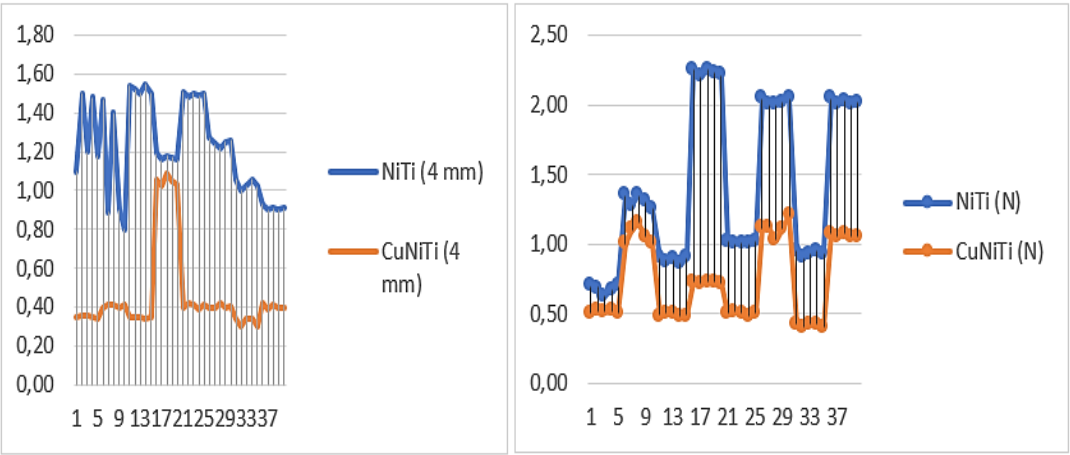
Ormco 0.014"	NiTi	1,02	0,03	1,00	1,03	0,000
	CuNiTi	0,41	0,09	0,34	0,47	
	Total	0,71	0,32	0,56	0,86	
Ormco 0,018	NiTi	0,90	0,02	0,88	0,91	0,000
	CuNiTi	0,49	0,09	0,42	0,55	
	Total	0,69	0,22	0,59	0,79	

Fuente: Elaboración propia.

En la tabla 8, se evidenció que la marca Morelli presentó mayor desplazamiento con 0,92±0.61 mm, en el calibre 0.014” y 0,89±0.30 mm en el calibre 0.018”, mientras que Ormco obtuvo el valor más bajo en el menor calibre y American Orthodontics en el calibre más alto, con diferencias significativas.

Figura 10.

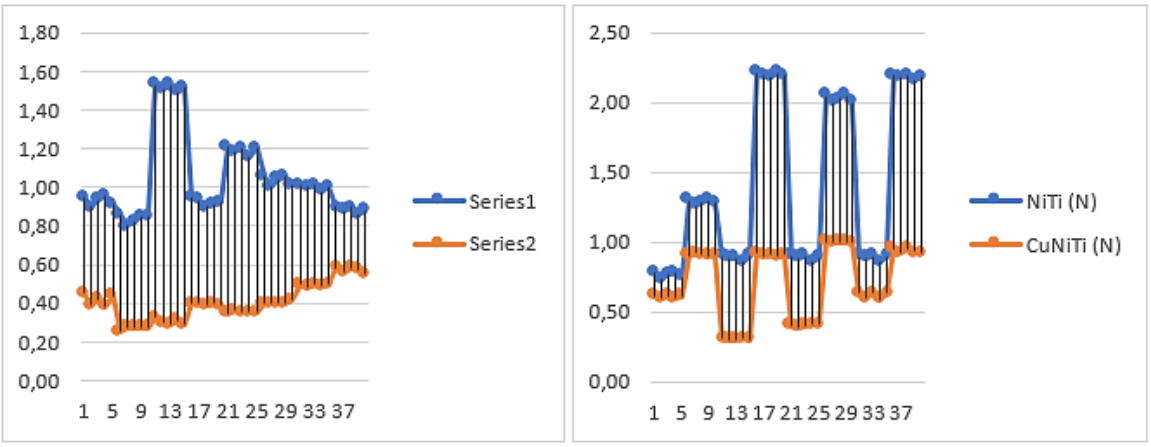
Cambios en las muestras NiTi y CuNiTi según la temperatura a 35°C



En la (Figura 10), se observó el comportamiento de la deformación flexural, donde la fuerza tiene variaciones más altas en el alambre NiTi, pero que está muy debajo de los 4 mm en el caso del desplazamiento.

Figura 11.

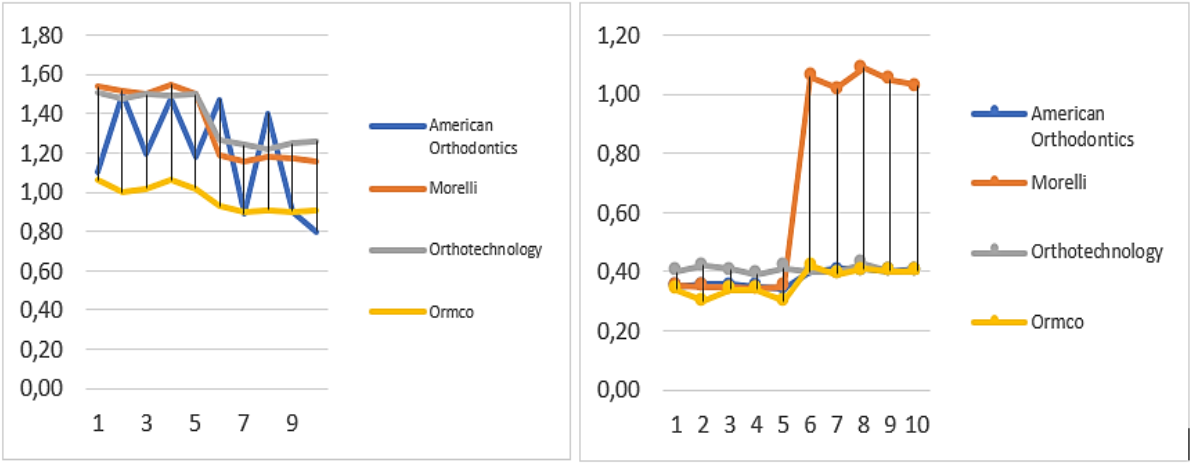
Cambios en las muestras NiTi y CuNiTi según la temperatura a 40°C



En la (Figura 11), se evidenció que el alambre NiTi presentó mayor fuerza y desplazamiento al incrementar la temperatura.

Figura 12.

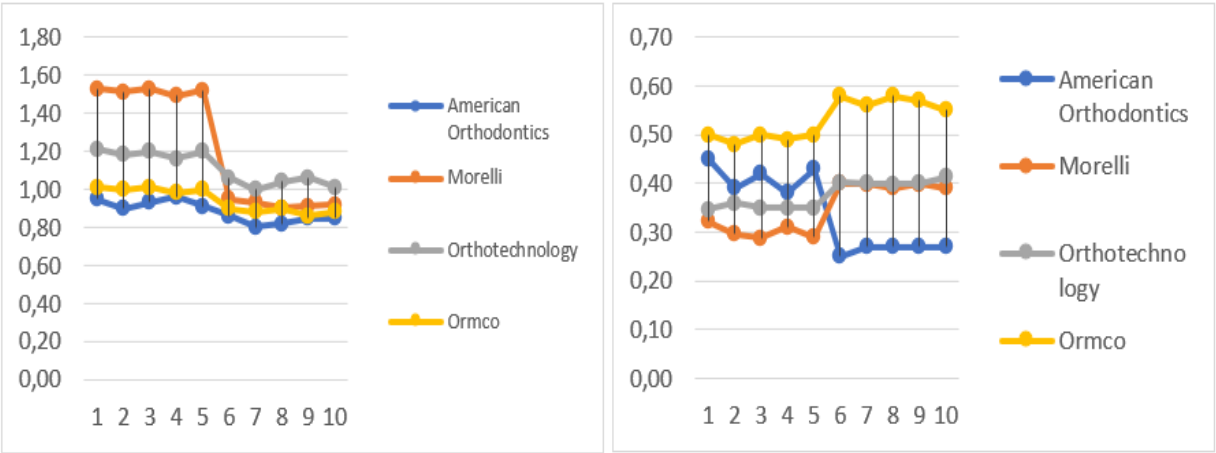
Cambios en el desplazamiento de las muestras NiTi y CuNiTi según la temperatura a 35°C y las marcas comerciales



En la (Figura 12), se evidenció el comportamiento de las muestras en factor desplazamiento a una temperatura de 35°C mayor variación presentó la marca American Orthodontics en el tipo NiTi y la marca Morelli en la CuNiTi.

Figura 13.

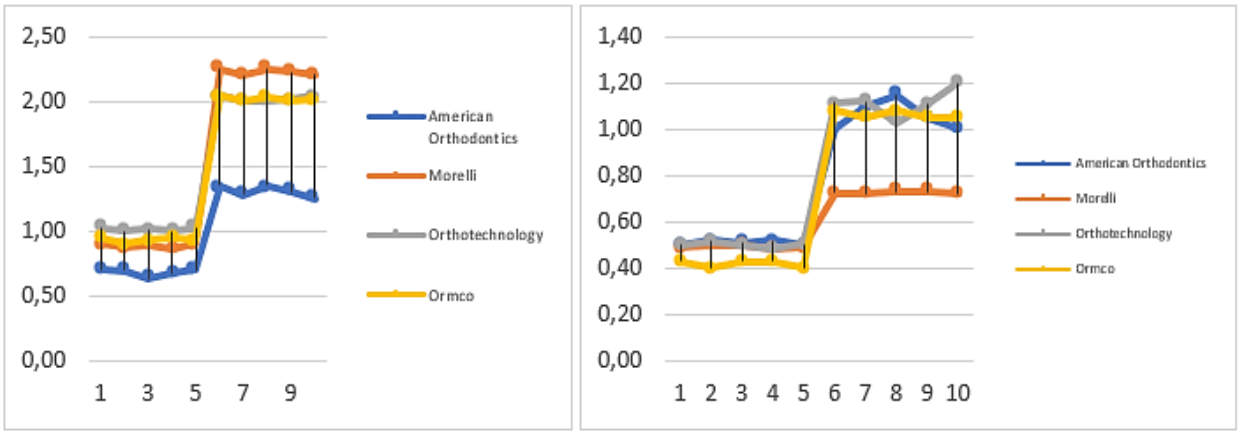
Cambios en el desplazamiento de las muestras NiTi y CuNiTi según la temperatura a 40°C y las marcas comerciales



En la (Figura 13), El comportamiento de la muestra fué más uniforme en NiTi y con más variación en CuNiTi, sin duda la temperatura es un factor de cambio en deformación flexural considerando el desplazamiento.

Figura 14.

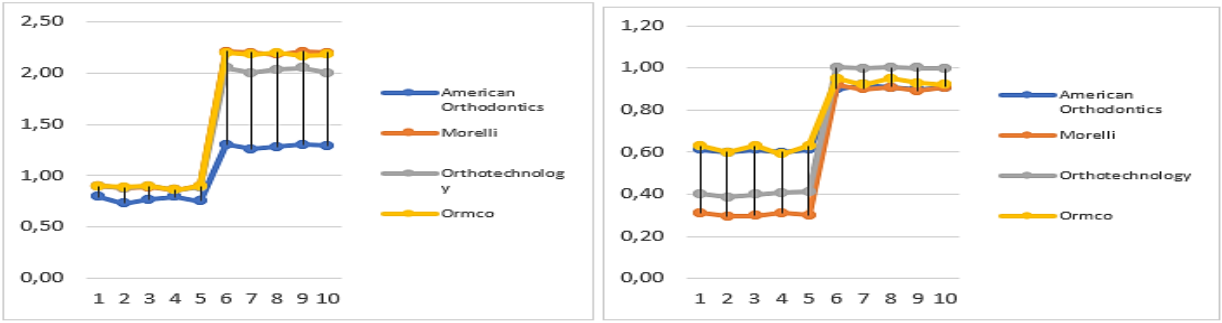
Cambios en la fuerza de las muestras NiTi y CuNiTi según la temperatura a 35°C y las marcas comerciales



En la (Figura 14), el comportamiento de la fuerza como factor para la deformación flexural presentó mayor variación en CuNiTi. Aunque mayor fuerza presentó NiTi a 35°C.

Figura 15.

Cambios en la fuerza de las muestras NiTi y CuNiTi según la temperatura a 40°C y las marcas



En la (Figura 15), el comportamiento de la fuerza como factor para la deformación flexural tuvo mayor variación y presentó mayor fuerza (NiTi).

Discusión de los Datos

La deformación flexural en aleaciones NiTi hace referencia a la capacidad de flexibilización y reacción de un elemento bajo factores como fuerza, desplazamiento, calibre y temperatura. El estudio realizado evidenció que la deformación flexural presentó mayor valor en el desplazamiento y fuerza en NiTi, específicamente a 35°C, estos cambios concuerdan con el estudio realizado, donde haciendo referencia a la relación que tiene la composición química con las propiedades que refleja el arco, principalmente la ventaja en la adición de cobre a los arcos CuNiTi (Gravina et al., 2013, pp. 35-42).

Los resultados de nuestra investigación fueron obtenidos mediante la exposición de los arcos a diferentes temperaturas. Uysal et al. (2022) difieren en que la prueba ideal para conocer las propiedades estructurales de los arcos, debido a la relación con la memoria de forma y superelasticidad sería el estudio de transformación de fase, sin descartar la necesidad de conocer el comportamiento biomecánico de los arcos al ser expuestos a diferentes temperaturas, siendo aquí donde reside la importancia de la investigación.

Los resultados de nuestra investigación se orientan hacia el uso de los arcos NiTi, que presentan superelasticidad y memoria de forma, con movimientos suaves y continuos, aunque menos predecibles en términos de fuerza y desplazamiento a 40°C. Por su parte los arcos de CuNiTi, presentó una fuerza y desplazamiento más controladas y continuas; sin duda, se debe considerar la sensibilidad a la temperatura por la composición mecánica. García et al. (2017) coinciden en que los arcos CuNi-Ti poseen propiedades más definidas que los NiTi superelásticos, lo que les permite producir movimientos dentales más controlados y continuos, disminuyendo una posibilidad de deformación permanente gracias a su gran resistencia mecánica.

La deformación flexural de los arcos a una deflexión de 4 mm, es un rango aceptable, donde se lograron observar diferencias estadísticas significativas. Lo que concuerda con el estudio de (Sandoval Vidal et al., 2012, pp. 65-70) donde, se reflejó que las aleaciones de tipo superelásticos, activos a los 27°C, tienen fuerzas iguales a las NiTi tradicionales; los termoactivos a los 35°C, generan fuerzas ligeras; y, los arcos termoactivos a los 40°C, desarrollan movimientos dentales de forma intermitente y se vuelven más rígidos si la temperatura excede.

Teramoto et al. (2021) mencionan en su estudio que existe mayor fricción al desplazamiento en los arcos NiTi, pues mientras mayor es la deflexión, incrementan los valores de fuerza, dando como resultado a 3 mm 1.33N y 5mm alcanzó 2.52 N. Esta información presentada coincide con los resultados de esta investigación donde NiTi alcanzó 1.38N y CuNiTi 0.74 N, este rango de fuerza tiene relación pues el presente estudio consideró 4 mm ya que permite simular clínicamente la deflexión máxima que ocurre en el segmento anterior de un arco (zona de incisivos y caninos), donde se producen los mayores movimientos durante la fase de alineación. La deflexión seleccionada al ser un estándar biomecánico recomendado en los artículos base incluidos en el estudio (Ruwiaee, 2015, pp. 54-157; Lin et al., 2019, pp. 54-63; Gravina et al., 2013, pp. 35-42).

Otro factor que se consideró para la deformación flexural fue el calibre, en el caso el desplazamiento fue mayor en NiTi con 1.25 mm sobre 0.37 mm de CuNiTi a 0.014”. Pero, el movimiento al pasar a 0.018” bajo a 1.01 mm en NiTi; aunque aumentó a 0.49 mm en CuNiTi. Los estudios de Gravina et al, (2013). concuerdan pues es su análisis de dos marcas comerciales NiTi SE (Sentalloy) calibre 0.014” y CuNiTi Ormco, los resultados determinaron que el Grupo A presentó mayor variación que el Grupo B siendo el desplazamiento máximo fue de 4.83 mm y

Ormco 5.38 mm; el esfuerzo máximo N/mm2 fue 1023.10 y 1040,63 N/mm2 y la deformación máxima en % de 9.67 y 10.44.

Esquivel-Loaiza et al. (2020) difieren con los resultados de nuestra investigación en la misma temática, pues determinaron una diferencia significativa entre aleaciones y deflexiones, donde los arcos termoactivados alcanzaron fuerzas más leves. Las pruebas de deflexión comparativa de los calibres de alambre y las marcas están en función de 0.016” o mayores que es recomendable durante la alineación y nivelación. Sin embargo, el uso del alambre de calibre 0.014” reduce la intensidad de la fuerza para el inicio del movimiento dentario.

Ávila et al. (2020) coinciden con los resultados obtenidos en el estudio pues, en su investigación analizó 4 marcas diferentes de arcos en 2 calibres (0,014” y 0,016”), tanto superelásticos como termoactivados a deflexiones de 2 y 4mm. Y se encontró una diferencia significativa entre la intensidad de la fuerza, los calibres analizados, así como los tipos de arcos seleccionados, concluyendo que, al aumentar la deflexión la fuerza disminuye y al ser un calibre mayor la fuerza será proporcional.

Shah et al. (2021) encontraron que el arco de NiTi American Orthodontics encontró diferencias estadísticas en el desplazamiento a 10 mm, 50 mm y 60 mm. Según la prueba Anova y Tukey. Los resultados difieren con el estudio, en el desplazamiento según la temperatura de 35°C es la marca Orthotechnology que alcanzó 1.02 mm, mientras el valor más bajo fue de la marca Morelli con 0,88 mm, siendo los valores más significativos en NiTi que CuNiTi. Por su parte, al incrementar la temperatura a 40°C se evidenció que la marca con mayor valor de desplazamiento fue American Orthodontics. seguida de Morelli, Orthotechnology y finalmente el valor más bajo de la marca Ormco.

Conclusiones

El presente estudio logró cumplir con el objetivo de evaluar el comportamiento de deformación flexural de los arcos ortodónticos de níquel-titanio superelásticos y termoactivados (Copper NiTi) ante temperaturas de 35 °C y 40 °C**,** considerando diferentes magnitudes de fuerza y calibres en arcos provenientes de 4 casas comerciales**.** Los resultados demostraron que tanto la aleación como el calibre y la temperatura influyen significativamente en la magnitud de fuerza generada por los arcos durante una deflexión de 4 mm.

En la investigación se consideró factores de cambio como son la fuerza, desplazamiento, calibre y temperatura; en lo referente a la fuerza se puede concluir que, a mayor temperatura se reduce la fuerza, demostrado con los resultados obtenidos donde se encontró que en el esfuerzo máximo, presenta el valor más alto American Orthodontics 0,018" a 40°C de CuNiTi con (12,87 N/mm2) y el más bajo Morelli 0,014"a 35°C Niti (0,36 N/mm2).

En la temperatura de 35 °C, los arcos NiTi presentan sus valores más altos en Orthotechnology (1,56 N) y Ormco (1,54 N) lo que los convierte en una opción adecuada cuando se requiere mayor fuerza, mientras que los más bajos se encuentran en Morelli (1,03 N) y American Orthodontics (0,99 N**)**. Para CuNiTi a la misma temperatura, se evidencia una disminución significativa en la fuerza, destacando como valores más bajos los de Orthotechnology y Ormco (0,61 N). Esto confirma que, a temperaturas corporales cercanas, la activación de NiTi sigue siendo más potente que la de CuNiTi. Al exponer los arcos a una temperatura de 40°C la aleación NiTi alcanza sus valores más altos en American Orthodontics (1,52 N), Ormco (1,54 N) y Orthotechnology (1,48 N), con una ligera disminución en Morelli (1,46 N). Para CuNiTi American Orthodontics (0,81 N) la marca con mayor valor, mientras que los más bajos se observan en Morelli (0,70 N) y Orthotechnology (0,74 N).

La deformación flexural y desplazamiento en NiTi con 212.63% . Dentro de esta aleación, la marca Morelli se posiciona como la más favorable en calibre 0,014” para NiTi, mientras que Orthotechnology sobresale en calibre 0,018”. Para CuNiTi, Morelli 0,018” muestra el comportamiento más elástico, lo que puede ser ventajoso en fases iniciales de alineación con fuerzas ligeras, aunque el efecto es más marcado en NiTi. Asimismo, la variabilidad entre marcas demuestra diferencias en la composición y el tratamiento térmico.

Referencias

Abaas, H. &.- Al-Huwaizi, A. (2015). Load-deflection characteristics and force levels of coated nickel titanium orthodontic archwires. . *Journal of Baghdad College of Dentistry,, 27*(2), 154–157. https://doi.org/https://www.jbcd.uobaghdad.edu.iq/index.php/jbcd/article/view/728

Albuquerque, C., Correr, A., Venezian, G., Santamaria, M., Tubel, C. & Vedovello, S. (2017). Deflection and flexural strength effects on the roughness of aesthetic-coated orthodontic wires. . *Brazilian Dental Journal, , 28*(1), 40–45. https://doi.org/https://doi.org/10.1590/0103-6440201700630

Ali, A. (2012). Mechanical analysis of orthodontic wires. *Diyala Journal of Engineering Sciences, 5*(1), 172–180. https://doi.org/ https://www.iasj.net/iasj/article/100026

Araújo, J., Pinzan, C., Ferreira, M., da Silva, D., Flores, C., & Schwartz, E. (2020). Effectiveness of two thermal activated orthodontic archwire sequences based on transition temperature range during alignment: A randomized non-controlled comparative study. *International Orthodontics, 18*(4), 706–713. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ortho.2020.09.001

Ávila, L., Fagundes, I., Retamal, B., Pereira, H., Patel, M., Nahás, A., & Matias, M. (2020). Análisis de flexión en alambres de níquel-titanio con y sin propiedades de transformación térmica. *Ortodoncia, 84*(167), 20–24. https://doi.org/https://docs.bvsalud.org/biblioref/2021/02/1147554/ortodoncia_2020_84_167_20-4.pdf

Bharathi,V., Kaul, A., Tiwari, A., Aliya, S., Yadav, A., Bera, T., & Makkad, P. K. (2024). Assessment of various archwire materials and their impact on orthodontic treatment

outcomes. *Cureus, 16*(9), 2. https://doi.org/https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11488987/

Cardoso, C. Quintão, A., Ione, H., & Portela, V. (2008). Orthodontic wires: knowledge ensures clinical optimization. . *Dental Press Journal of Orthodontics,, 14*(6), 144–157. https://doi.org/https://doi.org/10.1590/S1676-94512008000600022

Copelovici, N., Tran, M., Lefebvre, F., Laheurte, P., & Wagner, D. (2022). Super-elasticity in vitro assessment of CuNiTi wires according to their Austenite finish temperature and the imposed displacement. . *The Angle Orthodontist, 92*(3), 388–395. https://doi.org/https://doi.org/10.2319/027121-575.1

Eliades & Brantley, W. A. (2017). Orthodontic Applications of Biomaterials. *A Clinical Guide. Woodhead Publishing.*, 34. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/C2015-0-06223-1

INSTRON. (2022). Sistemas de ensayo universales . INSTRON https://doi.org/https://www.instron.com/es/products/testing-systems/sistemas-de-ensayos-universales/#:~:text=Las%20m%C3%A1quinas%20de%20ensayo%20universales,normas%20de%20la%20industria%20ASTM%2C

Esquivel-Loaiza, X., Gutiérrez, J., & Guerrero, M. (2020). Comparación del tamaño transversal de los arcos 0.012, 0.014 y 0.016 de NiTi de tres marcas. *Odontoestomatología, 22*(35), 12-19. https://doi.org/http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1688-93392020000100012

García, F., Barbosa, J., & Basting, R. (2017). Comparative analysis of plastic deformation of NiTi and CuNiTi wires submitted to mechanical cycling. . *Brazilian Dental Science, 20*(3), 79–86. https://doi.org/https://doi.org/10.14295/bds.2017.v20i3.1438

Gravina, M., Brunharo, I., Canavarro, C., Elias, C., & Quintão, C. (2013). Mechanical properties of NiTi and CuNiTi shape-memory wires used in orthodontic treatment. Part 1: stress-strain tests. *Dental Press Journal of Orthodontics,, 18*(4), 35–42. https://doi.org/ https://doi.org/10.1590/s2176-94512013000400007

Iijima, M., Ohta, M., Brantley, W. A., Naganishi, A., Murakami, T., Muguruma, T., & Mizoguchi, I (2011). Transformation behavior of nickel-titanium orthodontic wires under tensile load. *Dental Materials Journal, 30*(3), 398–403. https://doi.org/https://doi.org/10.4012/dmj.2010-247

Kusy , R., & Whitley, J. (2007). Thermal and mechanical characteristics of stainless steel, titanium-molybdenum, and nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 22. https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.05.054

Iijima, M., Ohno, H., Kawashima, I., Endo, K., Brantley, W., & Mizoguchi, I. (2002). Micro X-ray diffraction study of superelastic nickel–titanium orthodontic wires at different temperatures and stresses. *Biomaterials, 23*(8), 1769–1774. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00347-3

Lin, L., Currier, G., Kadioglu, O., Florez, F., Thompson, D., & Khajotia, S. (2019). Propiedades de flexión de los alambres de ortodoncia rectangulares de níquel-titanio cuando se utilizan como arcos de cinta. *Angle Orthodontist, 89*(1), 54–63. https://doi.org/https://doi.org/10.2319/021717-118.1

Lombardo, L., Toni, G., Stefanoni, F., Mollica, F., Guarneri, M., & Siciliani, G. (2013). The effect of temperature on the mechanical behavior of nickel-titanium orthodontic initial archwires. *Angle Orthodontist, 83*(2), 298–305. https://doi.org/https://doi.org/10.2319/040612-287.1

Miyara, K., Yahata, Y., Hayashi, Y., Tsutsumi, Y., Ebihara, A., Hanawa, T., & Suda, H. (2014). The influence of heat treatment on the mechanical properties of Ni-Ti file materials. . *Dental Materials Journal, 33*(1), 27–31. https://doi.org/https://doi.org/10.4012/dmj.2013-277

Proffit, W. R., Fields, H. W., & Sarver, D. M. (2019). Contemporary Orthodontics. *Elsevier Health Sciences.*, 23.

Ruwiaee, R., & Al-Huwaizi, A. (2015). In-vitro evaluation of load-deflection characteristics and force levels of nickel titanium orthodontic archwires. . *ournal of Baghdad College of Dentistry, 27*(3), 54–157. https://doi.org/https://www.jbcd.uobaghdad.edu.iq/index.php/jbcd/article/view/728

Sakima, M,. Dalstra, M., & Melsen, B. (2006). How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? *Eur J Orthod. , 28*(3), 282-91. https://doi.org/https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16199409/

Sandoval Vidal, P., Lara, A., Minte, C., & Gutiérrez, P. (2012). Caracterización de los Alambres Termoactivados para Uso Ortodóncico: Reporte de Caso. *Revista internacional de odontostomatología, 6*(1), 65-70. https://doi.org/https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-381X2012000100009

Shah, A. (2021). Orthodontic wires: Recent advances. *ndian Journal of Orthodontics and Dentofacial Research,, 7*(4), 286-290. https://doi.org/https://ijodr.com/archive/volume/7/issue/4/article/4888#article

Teramoto, A. (2016). Importancia clínica del punto austenítico final en la selección de las aleaciones de níquel-titanio para su aplicación en arcos utilizados en Ortodoncia. *Revista*

Odontológica Mexicana, 20(3), 166–173. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.rodmex.2016.08.003

Uysal, İ., Yılmaz, B., Atilla, A. O., & Evis, Z. (2022). Nickel titanium alloys as orthodontic archwires: A narrative review. Engineering Science and Technology,. *International Journal, 36*(1), 1–16. https://doi.org/https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2215098622001860#:~:text=Los%20arcos%20de%20n%C3%ADquel%2Dtitanio,ciencia%20e%20ingenier%C3%ADa%20de%20materiales.

Wilkinson, P., Dysart, P., Hood, J., & Herbison, P. (2002). Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. American . *Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 121*(5), 483–495. https://doi.org/https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12045766/

Anexos

Anexo 1.

Tabla de recolección de datos en programa Microsoft Excel según marca, calibre y temperatura

AMERICAN ORTHODONTICS 0,014"/0,35 mm NITI			
ORD.		FUERZA (Newtons)	Desplazamiento (mm)
1	35°	0,70	1,10
2		0,69	1,50
3		0,63	1,20
4		0,67	1,48
5		0,70	1,18
Promedio		0,68	1,29

AMERICAN ORTHODONTICS 0,018"/0,45 mm NITI			
ORD.		FUERZA (Newtons)	Desplazamiento (mm)
1	35°	1,35	1,47
2		1,28	0,89
3		1,35	1,40
4		1,30	0,90
5		1,25	0,80
Promedio		1,31	1,09

MORELLI 0,014"/0,35 mm NITI			
ORD.		FUERZA (Newtons)	Desplazamiento (mm)
1	35°	0,85	1,54
2		0,84	1,52
3		0,83	1,50
4		0,85	1,55
5		0,84	1,50
Promedio		0,84	1,52

MORELLI 0,018"/0,45 mm NITI			
ORD.		FUERZA (Newtons)	Desplazamiento (mm)
1	35°	2,25	1,19
2		2,20	1,16
3		2,25	1,18
4		2,23	1,17
5		2,21	1,16
Promedio		2,23	1,17

ORTHO TECHNOLOGY 0,014"/0,35 mm NITI			
ORD.		FUERZA (Newtons)	Desplazamiento (mm)
1	35°	1,02	1,51
2		1,00	1,48
3		1,01	1,50
4		1,00	1,49
5		1,02	1,50
Promedio		1,01	1,50

ORTHO TECHNOLOGY 0,018"/0,45 mm COPPER NITI			
ORD.		FUERZA (Newtons)	Desplazamiento (mm)
1	35°	2,04	1,27
2		2,00	1,24
3		2,00	1,22
4		2,02	1,25
5		2,04	1,26
Promedio		2,02	1,25

DAMON			
ORD.		FUERZA (Newtons)	Desplazamiento (mm)
1	35°	0,95	1,06
2		0,90	1,00
3		0,93	1,02
4		0,95	1,06
5		0,93	1,02
Promedio		0,93	1,03

DAMON			
ORD.		FUERZA (Newtons)	Desplazamiento (mm)
1	35°	2,04	0,93
2		2,00	0,90
3		2,03	0,91
4		2,00	0,90
5		2,02	0,91
Promedio		2,02	0,91

Anexo 2

ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

Sangolquí a 9 de junio del 2025

Mediante el presente se CERTIFICA la Od. ADRIANA ALEXANDRA CHÁVEZ LLERENA con CI: 0604060541 realizó pruebas de fuerza para determinar la deflexión en arcos de ortodoncia; Máquina Universal de Ensayos MTS T5002 en el Laboratorio de Mecánica de Materiales de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.

Atentamente

JOSE FRANCISCO
NAVAS PAZMINO

Ing. Francisco Navas
Analista de Laboratorio del LMM