

Análisis de las propiedades físicas y mecánicas de cinco tipos aleaciones diferentes de Nitinol

Daniela Jaramillo Botero¹
Lenis Ximena Medina Parrado¹
Diana Isabel Pacheco¹
Luz Andrea Velandia Palacio²
Gerardo Ardila²

Resumen

Objetivo: Comparar la propiedades físicas y mecánicas de cinco aleaciones diferentes de arcos Níquel titanio calibre 0,014 como son BioStar® (Forestadent), Ni-Ti Wire Series (MEM Dental), Ni-Ti Cuper (Ormco), Ni-Ti Termoactivado (3M), Ni-Ti Super Elastic (Meite Dental).

Metodología: Mediante un estudio In-Vitro con muestreo no probabilístico por conveniencia el cual fue definido mediante un artículo base, a partir de esto la muestra de este estudio consistió 8 arcos de cada marca para un total de 40 arcos. A los cuales se le realizó una prueba de tensión y flexión máquina universal de ensayos mecánicos de la marca Shimadzu, modelo AG-IS5KN, la recolección de la información fue realizada por dos examinadores, residentes del posgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar de UNICOC. El segundo análisis se realizó usando pruebas de análisis exploratorio de datos, Anova y/o Kruskal-Wallis, Shapiro – Wilk, Poshoc TuKey y Wilcoxon. El procesamiento se realizó utilizando SPSS V26 y Real statistics. **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.

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.

Palabras clave: arcos ortodónticos, nitinol, deformación, resistencia tensil, modulo elástico, resistencia a la flexión.

Quality of life and perceived oral needs in people with a history of oral cancer: a descriptive study

Abstract

Objective: to compare the physical and mechanical properties of five different alloys of 0.014 caliber nickel titanium archwires such as Bio-Starter (Forestadent), Ni-Ti Wire Series (MEM Dental), Ni-Ti Cuper (Ormco), Ni-Ti Thermoactivated (3M), Ni-Ti Super Elastic (Meite Dental). **Methods:** By means of an In-Vitro study with non-probabilistic sampling by convenience, which was defined by means of a base article, from this the sample of this study consisted of 8 archwires of each brand for a total of 40 archwires. These bows were subjected to a tension and flexion test by a Shimadzu universal mechanical testing machine, model AG-IS5KN, and the information was collected by two examiners, residents of the postgraduate program in Orthodontics and Maxillary Orthopedics at UNICOC. The second analysis was performed using exploratory data analysis tests, Anova and/or Kruskal-Wallis, Shapiro-Wilk, Poshoc TuKey and Wilcoxon. Processing was performed using SPSS V26 and Real statistics. **Results:** the statistical results derived from the present investigation revealed different average values for tensile strength between the brands of arches evaluated. The highest value, 1,312.13 MPa (standard deviation: 19.12), was attributed to Meite Dental, while the lowest value, 1,110.98 MPa (standard deviation: 3.62), corresponded to MEM Dental. **Conclusions:** The detailed analysis of these properties will allow a deeper understanding of the different NiTinol alloys available on the market, providing a solid basis for future research and for the clinical practice of orthodontists.

Keywords: Orthodontic archwires, Nitinol, Deformation, Tensile strength, Elastic modulus, Flexural strength.

Recibido: Mar 2024, Aceptado: Abril 2024, Publicado: Junio 2024

Citación:

Jaramillo D, Parrado LX, Pacheco DI, Velandia LA, Ardila G. Análisis de las propiedades físicas y mecánicas de cinco tipos aleaciones diferentes de Nitinol. Journal Odont Col. 2024;17(33):8-19

1. Odontólogo, Residente de la especialización en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar. Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC
2. Odontólogo, Especialización en Ortodoncia. Esp en Docencia Universitaria. Docente Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC
3. Odontóloga General, Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar, Especialista en Odontología Legal y Forense, Doctorado en Investigación. Docente Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC
4. Estadístico. MSc Estadística. MSc Calidad y Producción. Docente Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC

Autor responsable de correspondencia: Luz AndreaVelandia Palacio
Correo electrónico: lvelandiap@unicoc.edu.co



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 en calibres 0.014 y 0.016 pulgadas son los más utilizados en dicha etapa porque ellos liberan fuerzas ligeras y tienen un amplio rango de trabajo elástico y deflexión (2, 3). Los arcos de NiTinol se clasifican en dos tipos principales, super elástico austenítico y martensítico activada por calor. Los NiTinol activados por calor tienen la ventaja de producir menores magnitudes de fuerza que los arcos super elásticos de NiTi del mismo diámetro y deflexión (4).

Según Miura los NiTinole poseen dos propiedades fundamentales que los hace únicas en ortodoncia, memoria de forma y super elasticidad. La primera se refiere a la capacidad del material a volver a su forma original mediante fases de transformación de temperatura y la segunda a la capacidad de generar fuerzas constantes por un periodo de tiempo largo (5).

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 (6).

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 (7-9). 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 (10,11).

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 (12) (11), por esto es recomendable el uso de fuerzas ligeras para evitar daño al ligamento periodontal. Siendo una de sus principales propiedades la super elasticidad al ser doblados y la mínima deformación plástica (12).

El níquel titanio (Nitinol) es un material que surgió en los primeros años de la década de los 70 el cual presenta características únicas como el fenómeno de la memoria de forma, una alta recuperación elástica y una gran flexibilidad que le permite experimentar grandes deflexiones elásticas con una carga mínima. Estas propiedades han convertido níquel titanio (Nitinol) en la aleación más empleada para las fases de alineación y nivelación (13), proporcionando al clínico una gran versatilidad de uso, ya que este es un material que gracias a su amplio rango de trabajo y a su aplicación de fuerza baja da excelentes resultados en los tratamientos y adicional se encuentra disponible comercialmente de muchas formas (2)(14). La selección adecuada de los alambres en ortodoncia le permite al profesional realizar de manera eficaz el tratamiento, por eso la importancia del conocimiento de las propiedades mecánicas básicas de las aleaciones, las cuales no son siempre reveladas por sus casas comerciales (6).

Con el amplio estudio de la metalurgia muchos alambres fueron considerados y modificados para la práctica clínica (15), dado que es uno de los alambres de elección por los clínicos para las etapas iniciales del tratamiento ortodóntico los alambres de níquel titanio han sido los arcos de elección para nivelación dental (12, 16). Torres y colaboradores en 2010 reportan que entre las propiedades más relevantes del níquel titanio se encuentran alta flexibilidad, bajo coeficiente de fricción, biocompatibilidad, alta resiliencia, resistencia a la corrosión y bajo modulo elástico (15).

Existen en el mercado diferentes tipos de aleaciones para alineación y nivelación entre las más usadas se encuentran las diferentes aleaciones de níquel titanio, algunas de ellas indican el tipo de aleación, mientras que otras las casas comerciales hablan de las bondades de sus propiedades y se desconoce en algunas el tipo específico de aleación. Dado que los costos varían entre las diferentes aleaciones y la toma de decisiones, se debe considerar el costo beneficio según la información científica y no solo comercial de las propiedades biomecánicas. El clínico debe conocer las diferencias entre dichas propiedades para realizar una adecuada selección de los arcos de acuerdo con las necesidades de cada paciente ya que se deben tener en cuenta el estado del periodonto la morfología y la longitud radicular el grado de apiñamiento en el momento de aplicar las fuerzas ortodónticas ya que estos factores influyen en el momento final que se expresa en el diente y sus tejidos de soporte. Debido a que la alineación dental inicial consta de muchos tipos y cantidades de movimiento dental, la selección y aplicación de arcos es fundamental, un arco de alambre ideal debe mover los dientes con fuerzas ligeras y continuas, lo que reducirá los riesgos de malestar del paciente, necrosis del ligamento periodontal, y reabsorción radicular. (17)

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.

Métodos

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 la parte posterior del 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. (Tabla 1)

Tabla 1. Características de la muestra

| Grupo | Tipo de aleación | Distribuidor | Gama |
|-------------------|-----------------------------------|--------------|-----------------|
| MEM (mem dental) | NiTi Termo (cobre níquel 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 |

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 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. (Figura 1)

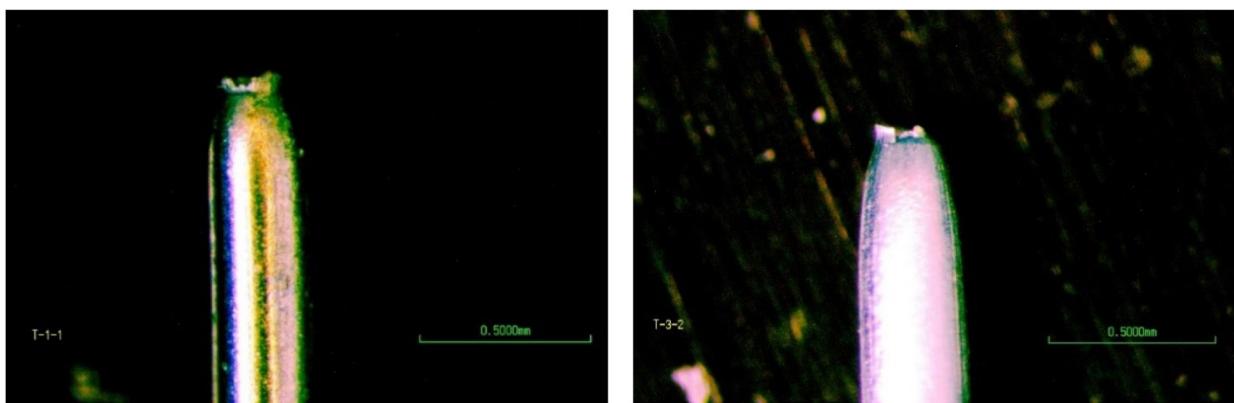


Figura 1. Zona de deformación del material

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.

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. (Tabla 2) 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 3).

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 3).

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 3).

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

Tabla 1. Propiedades mecánicas: resistencia, modulo elástico y deformación.

| | | | | | | | | d'Agostino-Pearson p-valor | |
|---|--------------|---|----------|----------------|----------|---------|---------|----------------------------|------------------------------|
| | | n | Promedio | Error estándar | Mediana | Máximo | Mínimo | IQR | ANOVA: Single Factor p-valor |
| Resistencia tensil f/ mm2=mpa | Forestadent | 8 | 1224,94 | 10,8 | 1224,9 | 1271,95 | 1188,9 | 47,28 | 0,595 |
| | Ormco | 8 | 1300,16 | 8,16 | 1303,04 | 1337,96 | 1264,12 | 24,64 | 0,979 |
| | MEM | 8 | 1110,98 | 3,62 | 1111,77 | 1125,2 | 1089,28 | 5,6 | 0,042 |
| | Meite Dental | 8 | 1312,13 | 19,12 | 1313,55 | 1380,63 | 1210,39 | 53 | 0,443 |
| | 3M | 8 | 1184,86 | 7,03 | 1182,15 | 1220,22 | 1152,68 | 13,23 | 0,607 |
| | Forestadent | 8 | 541,89 | 6,9 | 541,92 | 567,63 | 517,83 | 34,37 | 0,276 |
| Resistencia a la flexion f/ mm2=mpa | 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 | 530,7 | 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 |
| | Forestadent | 8 | 15667,83 | 768,52 | 15724,2 | 18676,1 | 12559,5 | 3540,05 | 0,559 |
| | Ormco | 8 | 22976,76 | 1571,9 | 21405,2 | 29129,8 | 18336,9 | 8060 | 0,218 |
| Limite de modulo elástico a tension n/ mm2=mpa | MEM | 8 | 25101,04 | 1125,53 | 25074,6 | 31232,3 | 20955,7 | 2914,88 | 0,384 |
| | Meite Dental | 8 | 29115,85 | 2154,16 | 31084,2 | 36593 | 19549,4 | 8223,3 | 0,577 |
| | 3M | 8 | 25086,55 | 1236,71 | 24253,65 | 30889,1 | 21491,4 | 4940,45 | 0,58 |
| | Forestadent | 8 | 23,29 | 0,8 | 23,5 | 26,47 | 20,29 | 2,58 | 0,837 |
| | 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 | 0,953 |
| Deformacion a tension % | Meite Dental | 8 | 22,9 | 0,73 | 23,43 | 25,19 | 18,42 | 1,17 | 0,013 |
| | 3M | 8 | 22,95 | 0,55 | 23,5 | 24,6 | 20,79 | 2,85 | 0,206 |
| | Forestadent | 8 | 5,44 | 0,2 | 5,39 | 6,23 | 4,64 | 0,95 | 0,527 |
| | 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 | 6,4 | 4,65 | 0,57 | 0,797 |
| Deformacion a flexion % | 3M | 8 | 5,6 | 0,15 | 5,55 | 6,12 | 4,93 | 0,5 | 0,845 |

Tabla 2. Tabla estadística de resultados de TuKey

| Grupo 1 vs Grupo 2 | Resistencia tensil f/mm2=mpa) | | Resistencia flexión f/mm2=mpa) | | Límite de módulo elástico a tensión n/mm2=mpa) | | Deforación a tensión %) | | Deforación a flexión %) | |
|--------------------------|----------------------------------|---------|-----------------------------------|---------|---|---------|-------------------------|---------|-------------------------|---------|
| | Promedio | P-valor | Promedio | P-valor | Promedio | P-valor | Promedio | P-valor | Promedio | P-valor |
| FORESTADENT ORMCO | 75,220 | 0,000 | 26,300 | 0,104 | 7308,940 | 0,009 | 0,260 | 0,998 | 0,260 | 0,998 |
| FORESTADENT MEM | 113,960 | 0,000 | 11,990 | 0,774 | 9433,210 | 0,000 | 0,190 | 0,999 | 0,190 | 0,999 |
| FORESTADENT MEITE DENTAL | 87,190 | 0,000 | 292,020 | 0,000 | 13448,030 | 0,000 | 0,390 | 0,991 | 0,390 | 0,991 |
| FORESTADENT 3M | 40,080 | 0,100 | 168,230 | 0,000 | 9418,730 | 0,000 | 0,340 | 0,994 | 0,340 | 0,994 |
| ORMCO MEM | 189,180 | 0,000 | 14,310 | 0,642 | 2124,280 | 0,837 | 0,450 | 0,984 | 0,450 | 0,984 |
| ORMCO MEITE DENTAL | 11,970 | 0,939 | 265,730 | 0,000 | 6139,090 | 0,038 | 0,130 | 1,000 | 0,130 | 1,000 |
| ORMCO 3M | 115,300 | 0,000 | 141,930 | 0,000 | 2109,790 | 0,840 | 0,080 | 1,000 | 0,080 | 1,000 |
| MEM MEITE DENTAL | 201,150 | 0,000 | 280,030 | 0,000 | 4014,810 | 0,307 | 0,580 | 0,960 | 0,580 | 0,960 |
| MEM 3M | 73,870 | 0,000 | 156,240 | 0,000 | 14,490 | 1,000 | 0,530 | 0,970 | 0,530 | 0,970 |
| MEITE DENTAL 3M | 127,270 | 0,000 | 123,800 | 0,000 | 4029,300 | 0,303 | 0,050 | 1,000 | 0,050 | 1,000 |

Discusión

Conocer las aleaciones y sus propiedades son fundamentales para comprender como los arcos de ortodoncia se comportan en el ámbito clínico. La adecuada selección del arco se realiza con base a las necesidades biomecánica, la situación clínica y el tipo de alambre a utilizar de acuerdo con el caso a tratar. Este conocimiento permite facilitar la selección del arco que se ajuste a sus necesidades entre la amplia gama de materiales disponibles comercialmente (18). 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 (6, 19).

En la presente investigación se compararon diferentes características de varios tipos de NiTi calibre 0.014”, se escogió esta aleación debido a las propiedades mecánicas que posee las cuales le permiten amplias deflexiones que son requeridas durante la primera fase del tratamiento de ortodoncia (20, 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 y NiTi cooper (22, 23).

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 (24, 25). 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 se observó en la aleación de Forestadent, estos arcos son aleaciones de níquel titanio sometidos a tratamiento superficial con baño de plasma y iones, 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 bajo potencial de generar reabsorción radicular (26, 27).

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 (26) 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.

Conclusiones

Este trabajo establece una base sólida para futuras investigaciones y para la práctica clínica de los ortodoncistas, facilitando así la realización efectiva de tratamientos ortodónticos.

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 y manufactura, así como los tratamientos de superficie que se les realizan pueden influir en gran medida en el comportamiento final del material.

Se recomienda siempre utilizar aleaciones de casas comerciales que tengan representación ya que de una u otra forma garantiza que los materiales tengan un grado de calidad relacionado que permita que los arcos cumplan con las propiedades biomecánicas que se requieren en cada una de las etapas del tratamiento de ortodoncia correctivo.

Recomendaciones

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

Agradecimientos

Los autores agradecen a la Universidad Colegios de Colombia UNICOC, por su colaboración y a las doctoras Diana Isabel Pacheco y Luz Andrea Velandia Palacio.

Conflictos de interés

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Financiación

Esta investigación no recibió financiación externa.

Referencias bibliográficas

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. Phermsang-ngarm P, Charoemratrete C. Tooth and bone changes after initial anterior dental alignment using preformed vs customized nickel titanium archwires in adults: A randomized clinical trial. The Angle Orthodontist. 2018 Mar 22;88(4):425–34.
5. Teramoto A. Importancia clínica del punto austenítico final en la selección de las aleaciones de níquel-titánio para su aplicación en arcos utilizados en Ortodoncia. Rev. Odont. Mex. 2016 Sep ; 20(3): 166-173. Disponible en: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1870-199X2016000300166&lng=es. <https://doi.org/10.1016/j.rodmex.2016.08.003>.
6. 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.
7. 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
8. Nagarajan D, Balashanmugam Baskaranarayanan, K Usha, Jayanthi MS, M Vijayakanth. 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/>
9. 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.
10. Price R. From the past to the present. Radiography. 2009;15(4):275.
11. Alam M, Huda Abutayyem, Kanwal B, HaythamJamil Alswairki, YahyaAbdullah Alogaibi. Metallurgy in orthodontic—A systematic review and meta-analysis on the types of metals used. Journal of orthodontic science [Internet]. 2023 Jan 1 [cited 2024 Apr 11];12(1):50–0. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10597363/>
12. Hernández GS, Espínola GS, Gayoso CÁ, Furuki HK. Estudio comparativo de resistencia a la fatiga de arcos de níquel-titánio de tres marcas. Revista Mexicana de Ortodoncia. 2014 Oct;2(4):253–6.
13. 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/>
14. Teramoto, Alberto. SENTALLOY® the Story of Superelasticity. 2010.
15. Torres V. Propiedades mecánicas de tres marcas de arcos ortodóncicos de níquel-titánio 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_tit%C3%A1nico_termoactivados_Estudio_in_vitro
16. Arango-Santander S, Ramírez-Vega C. Titánio: aspectos del material para uso en ortodoncia. Revista Nacional de Odontología. 2016 Jun 7;12(23):63–71.
17. Mallory DC, English JD, Powers JM, Brantley WA, Bussa HI. Force-deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2004 Jul;126(1):110–2.
18. 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>
- 19. 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/>
 - 20. 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>
 - 21. 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>
 - 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. Hernández GS, Espínola GS, Gayoso 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.
 - 24. 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/>
 - 25. 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/>
 - 26. 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/>
 - 27. 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