



Facultad Ciencias de la Salud

Tema:

Efecto de *Streptococcus mutans* en la degradación de la fuerza de resortes abiertos de níquel-titanio sometidos a compresión constante. Estudio in vitro

Trabajo de Titulación para la obtención de Título de Especialista en Ortodoncia

Presentado por:

Diego Paul Hidalgo Muñoz

Tutor:

Dr. Stalin Wladimir Tamami Tualombo

Quito, septiembre del 2025

Resumen

Diversos trabajos han demostrado que el contacto de los dispositivos ortodóncicos con biofilm bacteriano acelera la degradación superficial, reduce la resistencia a la fatiga y modifica las propiedades mecánicas de las aleaciones (Bahije et al, 2011; Kirubaharan et al, 2021). En este contexto, el presente estudio experimental in vitro tuvo como objetivo evaluar el efecto de *Streptococcus mutans* sobre la fuerza de resortes abiertos de níquel-titanio sometidos a compresión constante. Para ello se utilizaron 60 resortes de tres marcas comerciales (3M, Ormco y American Orthodontics), estandarizados a 15 mm y comprimidos a 0.5 mm, 3.25 mm y 6.5 mm de desplazamiento, mediante la máquina universal Instron®. Los resortes se dividieron en subgrupos control, sumergidos en saliva artificial, y experimentales, expuestos a medio BHI con *S. mutans*, incubados a 37 °C durante 30 días. Tras este periodo, se observaron diferencias según la marca evaluada. Los resortes 3M mantuvieron un comportamiento estable, con incrementos de fuerza homogéneos tanto en condiciones control como experimentales, lo que refleja buena estabilidad mecánica. En cambio, los resortes de American Orthodontics presentaron un patrón más irregular, con pérdidas en algunos desplazamientos y aumentos significativos en otros, especialmente bajo la influencia bacteriana, posiblemente relacionados con fenómenos de fatiga retardada y cambios en el entorno ácido. Por su parte, los resortes de Ormco mostraron la mayor variabilidad y los incrementos más marcados, con ganancias de fuerza que superaron los 80 gf, lo que sugiere modificaciones estructurales tras la exposición prolongada. Por lo que se concluye que debe considerarse en la práctica clínica para optimizar la elección del material y anticipar su desempeño en tratamientos ortodóncico.

Palabras claves: Resortes de níquel-titanio, degradación de fuerza, *Streptococcus mutans*.

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.



Diego Paul Hidalgo Muñoz

C.I 1716433493

Agradecimiento

A Dios, por su infinito amor y por ser mi roca en este trayecto académico. A mi madre que siempre ha sabido llevarme por el camino del bien y a mis hermanas, por su amor incondicional y por ser mi fuerza en los momentos en que siento desfallecer. Ustedes son mi inspiración, mi motor, y mi mayor bendición. A mis profesores que con paciencia supieron guiarme hasta ser un buen profesional.

Índice

Resumen	2
Declaración De Aceptación De Norma Ética Y Derechos	3
Agradecimiento.....	4
Índice de tablas de datos.....	8
Resumen	9
Abstract	11
Introducción	12
Marco Referencial.....	14
Investigación.....	17
Resultados.....	25
Discusión	46
Conclusiones.....	51
Referencias	53

Índice de figuras

Figura 1 Pinza de corte y Pie de rey electrónico	19
Figura 2 Cubos acrílicos con resortes previa compresión	20
Figura 3 Compresión de resortes en máquina Instron.....	20
Figura 4 Resorte American Orthodontics comprimido con maquina Instron	21
Figura 5 Resorte 3M comprimido con maquina Instron	21
Figura 6 Resorte ORMCO comprimido con maquina Instron	22
Figura 7 Descarte de solución de inmersión y recolección de resortes.....	23
Figura 8 Resortes secos y almacenados en frascos estériles.	23
Figura 9 Resorte 3M comprimido con maquina Instron posterior a los 30 días del proceso experimental	24
Figura 10 Resorte American Orthodontics comprimido con maquina Instron posterior a los 30 días del proceso experimental.....	24
Figura 11 Resorte Ormco comprimido con maquina Instron posterior a los 30 días del proceso experimental	25

Índice de gráficos de datos

Gráfico 1 Tendencia de incremento de fuerza en el grupo 3M CONTROL según el desplazamiento aplicado (antes de la compresión).	29
Gráfico 2 Tendencia de incremento de fuerza en el grupo AO CONTROL según el desplazamiento aplicado (antes de la compresión).	30
Gráfico 3 Comportamiento de la fuerza generada en el grupo Ormco™ (OC) CONTROL según el desplazamiento aplicado (antes de la compresión).	31
Gráfico 4 Relación entre fuerza y desplazamiento en resortes 3M después de 30 días.	35
Gráfico 5 Relación entre fuerza y desplazamiento en resortes American Orthodontics después de 30 días.	37
Gráfico 6 Relación entre fuerza y desplazamiento en resortes Ormco™ después de 30 días.	38
Gráfico 7 Comparación de fuerza inicial y final en resortes 3M™ bajo condiciones control y experimental.	41
Gráfico 8 Comparación de fuerza inicial y final en resortes American Orthodontics bajo condiciones control y experimental.	42
Gráfico 9 Comparación de fuerza inicial y final en resortes Ormco™ bajo condiciones control y experimental.	43
Gráfico 10 Promedio de desagregación de fuerza por grupo	45

Índice de tablas de datos

Tabla 1 Registro de valores medios de desplazamiento (mm) y fuerza ejercida (g) por resortes ortodónticos tipo abierto en condición inicial, según marca comercial y muestra. ...	26
Tabla 2 Valores medios de fuerza generada por los resortes del grupo 3M CONTROL en desplazamientos de 0.5 mm, 3.25 mm y 6.5 mm (estado inicial).....	28
Tabla 3 Valores medios de fuerza generada por los resortes del grupo AO CONTROL en desplazamientos de 0.5 mm, 3.25 mm y 6.5 mm (estado inicial).....	30
Tabla 4 Valores medios de fuerza generada por los resortes del grupo Ormco™ (OC) CONTROL en desplazamientos de 0.5 mm, 3.25 mm y 6.5 mm (estado inicial).	31
Tabla 5 Registro de fuerzas ejercidas por los resortes ortodónticos a diferentes desplazamientos tras 30 días de exposición.	32
Tabla 6 Valores promedio de desplazamiento y fuerza ejercida por los resortes 3M™ a los 30 días, en condiciones control y experimental.	35
Tabla 7 Valores promedio de desplazamiento y fuerza ejercida por los resortes American Orthodontics a los 30 días, en condiciones control y experimental.	36
Tabla 8 Valores promedio de desplazamiento y fuerza ejercida por los resortes ORMCO™ a los 30 días, en condiciones control y experimental.	37
Tabla 9 Comparación entre la fuerza inicial y final, y variación de fuerza (ΔF) a los 30 días, en tres niveles de desplazamiento.	40
Tabla 10 Comparación de la desagregación de fuerza entre grupos (Tukey HSD).	44
Tabla 11 Resultados del análisis estadístico ANOVA de un factor para la variable desagregación entre grupos comerciales.	45
Tabla 12 Comparación post hoc de Tukey para la desagregación entre grupos comerciales.	45

Efecto de *Streptococcus mutans* en la degradación de la fuerza de resortes abiertos de níquel-titanio sometidos a compresión constante. Estudio in vitro.

Diego Paul Hidalgo Muñóz

Universidad Hemisferios

diegodh_ulpa@hotmail.com

Resumen

Diversos trabajos han demostrado que el contacto de los dispositivos ortodóncicos con biofilm bacteriano acelera la degradación superficial, reduce la resistencia a la fatiga y modifica las propiedades mecánicas de las aleaciones (Bahije et al, 2011; Kirubaharan et al, 2021). En este contexto, el presente estudio experimental in vitro tuvo como objetivo evaluar el efecto de *Streptococcus mutans* sobre la fuerza de resortes abiertos de níquel-titanio sometidos a compresión constante. Para ello se utilizaron 60 resortes de tres marcas comerciales (3M, Ormco y American Orthodontics), estandarizados a 15 mm y comprimidos a 0.5 mm, 3.25 mm y 6.5 mm de desplazamiento, mediante la máquina universal Instron®. Los resortes se dividieron en subgrupos control, sumergidos en saliva artificial, y experimentales, expuestos a medio BHI con *S. mutans*, incubados a 37 °C durante 30 días. Tras este periodo, se observaron diferencias según la marca evaluada. Los resortes 3M mantuvieron un comportamiento estable, con incrementos de fuerza homogéneos tanto en condiciones control como experimentales, lo que refleja buena estabilidad mecánica. En cambio, los resortes de American Orthodontics presentaron un patrón más irregular, con pérdidas en algunos desplazamientos y aumentos significativos en otros, especialmente bajo la influencia bacteriana, posiblemente relacionados con fenómenos de fatiga retardada y cambios en el entorno ácido. Por su parte, los resortes de Ormco mostraron la mayor variabilidad y los incrementos más marcados, con ganancias de fuerza que superaron los 80

gf, lo que sugiere modificaciones estructurales tras la exposición prolongada. Por lo que se concluye que debe considerarse en la práctica clínica para optimizar la elección del material y anticipar su desempeño en tratamientos ortodóncico.

Palabras claves: Resortes de níquel-titanio, degradación de fuerza, Streptococcus mutans.

Abstract

Several studies have shown that the contact of orthodontic devices with bacterial biofilm accelerates surface degradation, reduces fatigue resistance, and modifies the mechanical properties of alloys (Bahije et al., 2011; Kirubaharan et al., 2021). In this context, the present in vitro experimental study aimed to evaluate the effect of *Streptococcus mutans* on the force of open nickel-titanium springs subjected to constant compression. A total of 60 springs from three commercial brands (3M, Ormco, and American Orthodontics) were standardized to 15 mm and compressed at 0.5 mm, 3.25 mm and 6.5 mm displacement using the Instron® universal testing machine. The springs were divided into control subgroups, immersed in artificial saliva, and experimental subgroups, exposed to BHI medium with *S. mutans*, incubated at 37 °C for 30 days. After this period, differences were observed depending on the brand evaluated. The 3M springs maintained a stable behavior, with homogeneous force increments in both control and experimental conditions, reflecting good mechanical stability. In contrast, American Orthodontics springs showed a more irregular pattern, with losses at some displacements and significant increases in others, especially under bacterial influence, possibly related to delayed fatigue phenomena and changes in the acidic environment. Meanwhile, Ormco springs exhibited the greatest variability and the most pronounced increases, with force gains exceeding 80 gf, suggesting structural modifications after prolonged exposure. It is therefore concluded that these differences must be considered in clinical practice to optimize material selection and anticipate their performance during orthodontic treatment.

Keywords: Nickel-titanium springs, force degradation, *Streptococcus mutans*.

Introducción

En ortodoncia, el uso de aleaciones con memoria de forma, como el níquel-titanio (NiTi), ha marcado un antes y un después en la forma de aplicar fuerzas controladas sobre los dientes. Entre los distintos dispositivos fabricados con este material, los resortes abiertos de NiTi ocupan un lugar importante porque permiten generar fuerzas ligeras y relativamente constantes durante la apertura de espacios o el control de anclaje (Sifakakis & Eliades, 2017; Alcaraz et al., 2023). Estas características, difíciles de lograr con otros sistemas, han convertido a los resortes en una herramienta frecuente en los tratamientos ortodóncicos contemporáneos.

No obstante, la experiencia clínica y la literatura científica han señalado una limitación relevante: la fuerza liberada por estos resortes tiende a disminuir con el tiempo, en especial cuando se mantienen comprimidos por periodos prolongados (Li et al., 2016). Esta pérdida de fuerza puede variar según el diseño del resorte, la magnitud de compresión aplicada y las condiciones ambientales en que se encuentre, lo que genera incertidumbre sobre su rendimiento real durante el tratamiento (Ohara, 2016).

El medio oral representa un entorno particularmente complejo. Factores como las variaciones de temperatura, el pH, la composición de la saliva y, de manera especial, la formación de biofilm bacteriano influyen directamente en el desempeño de los dispositivos ortodóncicos (Fahimeh et al., 2021). Dentro del microbiota oral, *Streptococcus mutans* es una de las especies más estudiadas por su papel en la etiología de la caries dental y por su capacidad de producir ácidos que alteran el equilibrio del ecosistema oral (Banas et al., 2018). La presencia de este microorganismo no solo incrementa el riesgo de desmineralización dental, sino que también puede inducir fenómenos de corrosión en las

aleaciones metálicas utilizadas en ortodoncia, como el NiTi. (Kirubaharan Abraham et al., 2021).

Diversos trabajos han demostrado que el contacto de los dispositivos ortodóncicos con biofilm bacteriano acelera la degradación superficial, reduce la resistencia a la fatiga y modifica las propiedades mecánicas de las aleaciones (Bahije et al, 2011; Kirubaharan et al, 2021). Sin embargo, aún no se dispone de suficiente evidencia que evalúe específicamente cómo la presencia de *S. mutans* afecta la pérdida de fuerza de los resortes abiertos de NiTi sometidos a compresión constante, un aspecto crítico para comprender su comportamiento clínico.

En los últimos años, la investigación en ortodoncia no solo se ha enfocado en la fuerza y la estabilidad de los resortes de NiTi, sino también en cómo hacerlos más seguros y duraderos en el medio oral. Por eso, cada vez cobran más importancia los recubrimientos antimicrobianos y las modificaciones de superficie, que buscan reducir la acumulación de bacterias y, al mismo tiempo, proteger el material frente a la corrosión. Estudios recientes han mostrado, por ejemplo, que alambres de NiTi recubiertos con nanopartículas de plata presentan una menor adhesión bacteriana y una mejor resistencia al desgaste (Abdallah et al., 2024). Un trabajo que aporte datos experimentales claros sobre la interacción entre *Streptococcus mutans* y los resortes NiTi puede convertirse en un punto de partida para innovaciones que prolonguen la vida útil de los materiales ortodóncicos.

En este contexto surge la necesidad de desarrollar un estudio experimental *in vitro* que compare la degradación de la fuerza de resortes abiertos de NiTi en saliva artificial y en medios con *Streptococcus mutans*, bajo condiciones controladas de temperatura y compresión constante, con el fin de aportar datos más precisos y clínicamente útiles.

Marco Referencial

Las aleaciones de níquel-titanio (NiTi) se utilizaron por primera vez en la década de 1970 en aplicaciones de ortodoncia, en un inicio se comercializó en su forma martensítica estabilizada antes que se descubriera su capacidad de superelasticidad, así es, que en los años 80 cuando se demostró la capacidad de la aleación en transformarse de fase austenítica a martensítica bajo tensión, abrió la puerta a nuevas aplicaciones clínicas. Posteriormente en los 90, se añadieron metales como el cobre y el cromo para modificar sus propiedades. (Uyzalet al, 2022)

Las aleaciones de níquel-titanio han marcado un antes y un después en ortodoncia, gracias a sus propiedades únicas, como superelasticidad y memoria de forma, permiten que los arcos ejerzan una fuerza ligera pero constante sobre los dientes, favoreciendo movimientos más predecibles. Además de los arcos se han diseñado otros dispositivos ortodónticos en base a NiTi, como los resortes helicoidales que han sido objeto de numerosos estudios. (Uyzalet al, 2022)

En tratamiento de ortodoncia, muchas veces es necesario abrir espacios cuando existen dientes impactados, apiñamiento severo o cuando se busca distalizar molares. Para esto se usan resortes abiertos, cuyo objetivo es generar una fuerza expansiva. Entre los distintos materiales, los resortes de níquel-titanio destacan porque producen fuerzas ligeras, constantes y continuas, favoreciendo el movimiento dentario más biológico y eficiente en comparación a otros resortes, como los de acero inoxidable. (Abdulqawi et al, 2024)

Las aleaciones de níquel-titanio (NiTi) han adquirido gran relevancia en ortodoncia gracias a dos propiedades únicas: la memoria de forma y la superelasticidad. La memoria de forma se incorpora durante el proceso de fabricación, cuando el material es tratado térmicamente alrededor de los 482 °C, lo que le permite recuperar su configuración original

tras ser deformado. Por su parte, la superelasticidad se debe a una transformación de fase reversible entre la estructura austenítica y martensítica. Esta característica hace posible que los arcos y resortes liberen fuerzas relativamente constantes a lo largo del tiempo, lo que favorece un movimiento dentario más controlado y reduce efectos indeseados como dolor, hialinización o reabsorción radicular. (Alcaraz et al, 2023)

No obstante, las propiedades mecánicas del NiTi no son invariables. Factores como la composición química de la aleación, el tamaño de grano, el tratamiento térmico, las tensiones residuales y los procesos de reciclaje o esterilización pueden modificar su desempeño. De hecho, varios estudios han mostrado que la exposición prolongada al ambiente oral, junto con los ciclos repetidos de uso y esterilización, pueden inducir cambios microestructurales que alteran la superelasticidad y disminuyen la eficacia clínica del material. También se ha reportado que las variaciones de temperatura durante la práctica ortodóncica generan precipitados ricos en níquel o titanio, lo cual afecta directamente las curvas de carga-deflexión y puede limitar la utilidad de los arcos. (Alcaraz et al, 2023)

A pesar de ello, la evidencia sobre los cambios intraorales a largo plazo en los alambres de NiTi sigue siendo limitada. La mayoría de las investigaciones se han centrado en la resistencia a la corrosión y en los efectos superficiales, con pocos estudios dedicados a evaluar cómo evoluciona la superelasticidad después del uso clínico real. Este vacío en la literatura resalta la necesidad de seguir investigando, no solo en arcos, sino también en resortes de NiTi, para comprender mejor su comportamiento en condiciones cercanas a las que enfrentan en boca. (Alcaraz et al, 2023)

El movimiento dentario puede lograrse mediante mecanizas con fricción, o mecanizas sin fricción. En la práctica, se pueden emplear resortes NiTi, acero inoxidable o elastómeros, dependiendo de la necesidad. Aunque los resortes pueden cerrar espacios rápidamente,

generan fuerzas muy altas al inicio que se pierden rápidamente, lo que limita su eficacia clínica. Las cadenas elásticas por otro lado pierden fuerza con el tiempo. Por estas razones, los resortes de NiTi se destacan ya que mantienen su fuerza de manera más constante y producen un movimiento más predecible, sin desgastar los tejidos. (Prado et al, 2020)

La American Dental Association (ADA), mediante la norma ANSI/ADA N.º 159 armonizada con la ISO 17254:2016, establece criterios precisos para los resortes helicoidales utilizados en ortodoncia, regulando tanto sus propiedades físicas como mecánicas. Entre los parámetros evaluados se incluyen el diámetro interno y externo, la longitud y número de espiras, así como la fuerza generada bajo activación estándar, la deformación máxima y la resistencia a la fatiga tras múltiples ciclos de uso. Además, las normas exigen que los materiales sean biocompatibles y resistentes a la corrosión, y que cada resorte cuente con marcado de fabricante y lote para garantizar la trazabilidad y protección durante el transporte. Estos estándares permiten una comparación objetiva entre marcas y modelos, asegurando que los resortes cumplan con los criterios mínimos de calidad, desempeño y seguridad clínica, factores fundamentales para la eficacia del tratamiento ortodóncico y la protección del paciente.

En la práctica ortodóncica actual, los resortes abiertos de níquel-titanio (NiTi) se han convertido en una herramienta clave por su capacidad de liberar fuerzas ligeras y constantes gracias a sus propiedades de superelasticidad y memoria de forma (Sifakakis & Eliades, 2017; Alcaraz et al., 2023). Sin embargo, se ha observado que estos dispositivos presentan una pérdida progresiva de fuerza cuando permanecen sometidos a compresión durante largos periodos, lo que puede comprometer la eficiencia del tratamiento (Angolkar et al.; Ohara, 2016).

Varios estudios han mostrado que la fuerza efectiva generada por los resortes suele ser inferior a la declarada por los fabricantes, llegando a presentar reducciones de hasta un 40 % en pocas semanas de uso (Santos et al., 2007). Este fenómeno no solo depende de la calidad del material, sino también del diseño del resorte, la magnitud de la compresión y las condiciones del medio en el que se encuentra (Vieira et al, 2017).

El entorno oral, en el que se lleva a cabo el tratamiento ortodóncico, añade un factor clave: la formación de biofilm bacteriano. Entre las bacterias más importantes se encuentra *Streptococcus mutans*, un microorganismo grampositivo y anaerobio facultativo que forma parte de la microbiota oral humana y está fuertemente asociado con la caries dental (Titiz et al., 2022). Esta bacteria tiene la capacidad de metabolizar carbohidratos y producir ácidos que desmineralizan el esmalte dental, generando un medio ácido que también puede favorecer la corrosión de las aleaciones metálicas, como los resortes de níquel-titanio (NiTi) utilizados en ortodoncia (Kirubaharan Abraham et al., 2021; Bahije et al., 2011).

En el contexto de la ortodoncia, la presencia de *Streptococcus mutans* es especialmente relevante, ya que los aparatos fijos dificultan la higiene bucal y crean áreas propensas a la acumulación de placa bacteriana. La interacción entre el biofilm y el NiTi puede alterar la superficie del material, disminuir su resistencia a la fatiga y acelerar la pérdida de fuerza de los resortes, afectando así la eficacia del tratamiento ortodóncico (Kirubaharan Abraham et al., 2021; Bahije et al., 2011; Titiz et al., 2022).

Investigación

Este estudio se enmarca como una investigación experimental *in vitro*. Teniendo como objetivo evaluar el efecto de *Streptococcus mutans* en la degradación de la fuerza de resortes abiertos de níquel-titanio sometidos a compresión constante.

Población de estudio y muestra

La elección de la muestra fue no probabilística y por un muestreo a conveniencia conformada por 60 resortes abiertos de níquel titanio, de diferentes marcas comerciales.

Criterios de inclusión y exclusión

Criterios de inclusión.

- Resortes sin anomalías
- Resortes sin defectos visibles
- Resortes nuevos que no hayan sido previamente utilizados ni sometidos a ningún tipo de fuerza

Criterios de exclusión.

- Resortes con deformaciones
- Resortes con fracturas
- Resortes con irregularidades detectadas en la inspección inicial.
- Resortes que presenten alteraciones derivadas del proceso de corte o manipulación

Procedimiento y Recolección de Datos

Para garantizar la uniformidad de la muestra y la validez de los resultados, todos los resortes abiertos de níquel-titanio fueron estandarizados a una longitud de 15mm. El corte se realizó con una pinza de ortodoncia, y fueron calibrados con un pie de rey. Los resortes que presentaron irregularidades o alteraciones en su estructura tras el proceso de corte fueron descartados del estudio.

Figura 1 Pinza de corte y Pie de rey electrónico



Fuente: Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE, 2025)

Preparación de las muestras

Los 60 resortes se asignaron aleatoriamente en tres grupos experimentales (n=20 cada uno):

- Grupo 1 (G1): Marca comercial 3M
- Grupo 2 (G2): Marca comercial ORMCO
- Grupo 3 (G3): Marca comercial AMERICAN ORTODONTICS

Cada grupo de 20 resortes fue posteriormente subdividido en dos subgrupos (n = 10 cada uno):

- Subgrupo control: resortes colocados en saliva artificial.
- Subgrupo experimental: resortes colocados en *Streptococcus mutans*.

Los resortes fueron montados en cubos acrílicos de diferentes colores para facilitar su identificación: verde para la marca Ormco, azul para American Orthodontics y rojo para 3M.

Cada resorte abierto se fijó entre dos gurines, en la base y en el extremo, lo que permitió mantener una compresión constante de 240 g durante el periodo experimental.

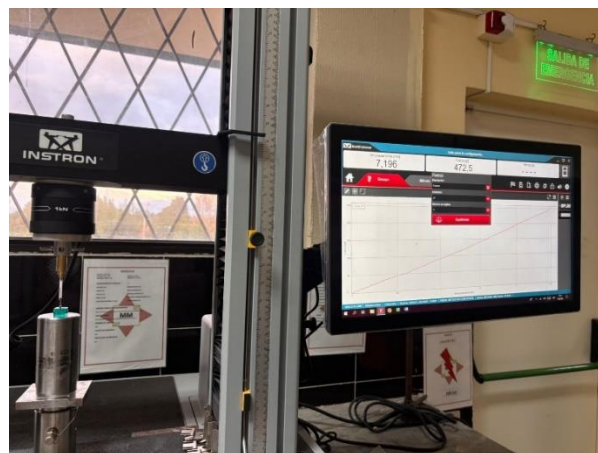
Figura 2 Cubos acrílicos con resortes previa compresión



Fuente: Fuente: Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE, 2025)

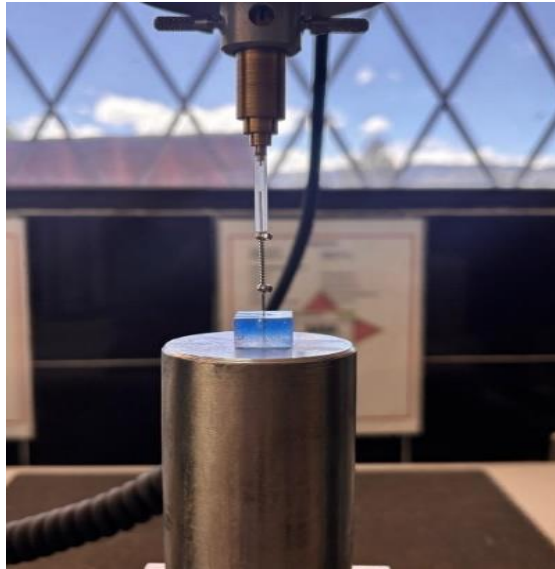
La compresión de los resortes se realizó mediante la máquina universal de ensayos Instron, la cual no solo garantizó la aplicación de una fuerza constante de 240 g, sino que además permitió el registro digital de parámetros experimentales tales como el tiempo de aplicación, el desplazamiento del resorte y la magnitud exacta de la fuerza ejercida.

Figura 3 Compresión de resortes en máquina Instron



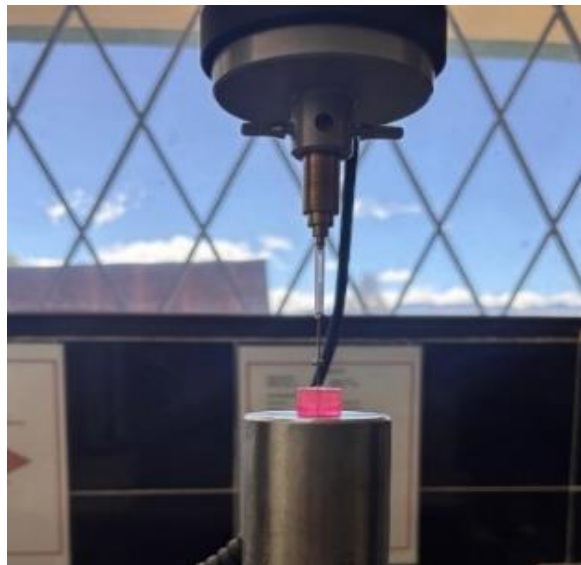
Fuente: Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE, 2025)

Figura 4 Resorte American Orthodontics comprimido con maquina Instron



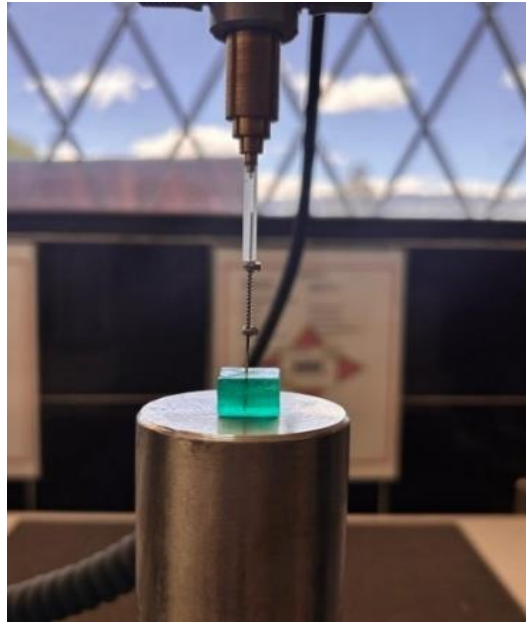
Fuente: Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE, 2025)

Figura 5 Resorte 3M comprimido con maquina Instron



Fuente: Fuente: Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE, 2025)

Figura 6 Resorte ORMCO comprimido con maquina Instron



Fuente: Fuente: Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE, 2025)

Posteriormente, los resortes de cada grupo principal (3M, Ormco y American Orthodontics) fueron subdivididos en dos subgrupos experimentales:

Subgrupo control (n = 10 por marca): resortes sumergidos en saliva artificial (Saliv), distribuidos en frascos de vidrio estériles completamente sellados. La cantidad de saliva se ajustó de forma proporcional al número de resortes, asegurando la completa inmersión de cada muestra.

Subgrupo experimental (n = 10 por marca): resortes sumergidos en un medio de cultivo Brain Heart Infusión (BHI) inoculado con *Streptococcus mutans*, igualmente en frascos de vidrio estériles y sellados.

Todos los recipientes se almacenaron en una incubadora a 37 °C durante 30 días, con monitoreo y registro diario de la temperatura para garantizar la estabilidad de las condiciones experimentales y evitar variaciones que pudieran afectar los resultados. Recolección y secado de alambres de ortodoncia

Luego de 30 días, en condiciones de esterilidad usando cabina de flujo laminar, se descartó la solución de inmersión de los alambres de ortodoncia, saliva (subgrupo control), BHI (subgrupo experimental).

Con una pinza estéril se retiraron los alambres y se colocaron en servilletas autoclavadas para eliminar el exceso de humedad, con el flujo de aire de la cabina se esperó a que todos los dispositivos se secaran.

Figura 7 Descarte de solución de inmersión y recolección de resortes.



Fuente: (Biohack UIO, 2025)

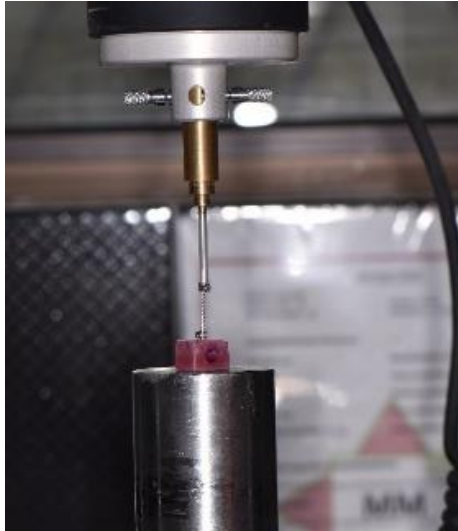
Una vez completado el proceso de secado, todos los resortes se almacenaron en frascos estériles debidamente etiquetados para su posterior análisis.

Figura 8 Resortes secos y almacenados en frascos estériles.



Fuente: (Biohack UIO, 2025)

Figura 9 Resorte 3M comprimido con maquina Instron posterior a los 30 días del proceso experimental



Fuente: Fuente: Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE, 2025)

Figura 10 Resorte American Orthodontics comprimido con maquina Instron posterior a los 30 días del proceso experimental



Fuente: Fuente: Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE, 2025)

Figura 11 Resorte Ormco comprimido con maquina Instron posterior a los 30 días del proceso experimental



Fuente: Fuente: Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE, 2025)

Resultados

En la presente investigación, se llevó a cabo un registro detallado de los valores de fuerza generados por resortes ortodónticos tipo abierto, correspondientes a tres casas comerciales ampliamente utilizadas en la práctica clínica: 3M Unitek, American Orthodontics (AO) y Ormco™ (OC). A fin de evaluar su comportamiento inicial —previo a la aplicación de cualquier tipo de estímulo mecánico— se analizaron un total de 30 muestras distribuidas equitativamente entre los tres grupos mencionados, asignadas a la condición de grupo control.

Para cada una de estas muestras se obtuvieron mediciones en tres puntos específicos de desplazamiento: 0.5 mm, 3.25 mm y 6.5 mm, los cuales corresponden a distancias clínicamente relevantes que permiten representar diferentes grados de activación funcional del resorte. Estas mediciones se realizaron mediante un procedimiento estandarizado, registrando tanto el desplazamiento medio alcanzado como la fuerza ejercida en gramos (g) en cada punto.

La Tabla 1 sintetiza los valores medios obtenidos para cada muestra en los distintos niveles de desplazamiento, organizados según la marca comercial y el número de identificación asignado a cada muestra. Este registro constituye la base cuantitativa sobre la cual se desarrollarán los análisis comparativos posteriores, tanto intra como intergrupales, para evaluar el grado de modificación de la fuerza inducida por el proceso de compresión experimental.

Tabla 1 Registro de valores medios de desplazamiento (mm) y fuerza ejercida (g) por resortes ortodónticos tipo abierto en condición inicial, según marca comercial y muestra.

Nº	Archivo	Desplaz, medio 0,5 mm	Fuerza 0,5 mm (g)	Desplaz, medio 3,25 mm	Fuerza 3,25 mm (g)	Desplaz, medio 6,5 mm	Fuerza 6,5 mm (g)
1	3m control #1	0,5485	32,11	3,2485	160,96	6,5046	242,05
2	3m control #2	0,5533	8,12	3,2468	161,47	6,5020	240,54
3	3m control #3	0,5526	20,39	3,2525	138,21	6,4931	224,78
4	3m control #4	0,5530	28,22	3,2500	150,08	6,4967	240,54
5	3m control #5	0,5530	28,22	3,2500	150,08	6,4917	240,54
6	3m control #6	0,5530	28,22	3,2500	150,08	6,4970	240,54
7	3m control #7	0,5530	28,22	3,2500	150,08	6,4885	240,54
8	3m control #8	0,5516	36,29	3,2515	179,19	6,4904	235,83
9	3m control #9	0,5479	24,52	3,2478	138,47	6,5094	242,42
10	3m control #10	0,5468	29,29	3,2466	168,05	6,5066	240,00
11	3m experimental #1	0,5486	23,39	3,2486	147,31	6,4942	246,57
12	3m experimental #2	0,5531	26,33	3,2531	158,92	6,4936	243,82
13	3m experimental #3	0,5511	28,56	3,2510	172,01	6,5067	240,00
14	3m experimental #4	0,5513	2,86	3,2513	126,91	6,4921	246,10
15	3m experimental #5	0,5459	40,24	3,2500	150,00	6,5049	240,00
16	3m experimental #6	0,5478	39,74	3,2479	164,04	6,4972	246,33
17	3m experimental #7	0,5472	33,32	3,2472	158,94	6,4972	242,34
18	3m experimental #8	0,5482	38,51	3,2482	171,30	6,5022	240,00
19	3m experimental #9	0,5471	31,91	3,2471	148,47	6,4979	243,96
20	3m experimental #10	0,5480	32,10	3,2479	166,62	6,4982	247,97
21	american orthodontics (ao) control #1	0,5528	28,71	3,2529	170,64	6,5098	240,00
22	american orthodontics (ao) control #2	0,5461	26,50	3,2527	170,35	6,5010	240,00
23	american orthodontics (ao) control #3	0,5515	39,42	3,2514	174,92	6,4956	240,00
24	american orthodontics (ao) control #4	0,5464	35,29	3,2531	179,03	6,4915	241,63
25	american orthodontics (ao) control #5	0,5524	36,03	3,2523	175,92	6,4989	243,37

26	american orthodontics (ao) control #6	0,5518	44,39	3,2517	223,55	6,4995	240,00
27	american orthodontics (ao) control #7	0,5520	30,65	3,2522	180,59	6,4910	240,00
28	american orthodontics (ao) control #8	0,5527	36,73	3,2526	143,32	6,4933	241,61
29	american orthodontics (ao) control #9	0,5462	41,67	3,2529	212,76	6,4923	240,00
30	american orthodontics (ao) control #10	0,5483	40,71	3,2485	174,56	6,5025	240,00
31	american orthodontics (ao) experimental #1	0,5528	31,31	3,2530	182,06	6,5057	240,00
32	american orthodontics (ao) experimental #2	0,5530	52,43	3,2530	181,95	6,5027	240,00
33	american orthodontics (ao) experimental #3	0,5464	31,54	3,2529	142,96	6,4950	244,39
34	american orthodontics (ao) experimental #4	0,5530	31,17	3,2530	165,15	6,5052	241,30
35	american orthodontics (ao) experimental #5	0,5508	29,26	3,2507	169,15	6,4963	242,96
36	american orthodontics (ao) experimental #6	0,5510	38,80	3,2511	177,00	6,5087	245,33
37	american orthodontics (ao) experimental #7	0,5486	32,95	3,2486	157,73	6,4909	240,00
38	american orthodontics (ao) experimental #8	0,5460	42,40	3,2527	201,77	6,4988	240,00
39	american orthodontics (ao) experimental #9	0,5526	28,18	3,2526	170,07	6,5083	240,00
40	american orthodontics (ao) experimental #10	0,5532	35,68	3,2533	202,14	6,4991	240,00
41	Ormco™ (oc) control #1	0,5518	49,26	3,2500	150,00	6,5095	240,00
42	Ormco™ (oc) control #2	0,5518	130,55	3,2500	150,00	6,5046	240,00
43	Ormco™ (oc) control #3	0,5478	45,40	3,2500	150,00	6,4970	240,00
44	Ormco™ (oc) control #4	0,5467	-3,55	3,2050	248,95	6,5042	240,00
45	Ormco™ (oc) control #5	0,5515	52,91	3,2500	150,00	6,5060	240,00
46	Ormco™ (oc) control #6	0,5529	53,17	3,2500	150,00	6,5029	240,00
47	Ormco™ (oc) control #7	0,5479	61,95	3,2500	150,00	6,4983	240,00
48	Ormco™ (oc) control #8	0,5461	52,58	3,2500	150,00	6,5041	240,00
49	Ormco™ (oc) control #9	0,5529	59,14	3,2500	150,00	6,4949	240,00
50	Ormco™ (oc) control #10	0,5527	27,10	3,2500	150,00	6,4904	240,00

51	Ormco™ (oc) experimental #1	0,5528	47,62	3,2500	150,00	6,5078	240,00
52	Ormco™ (oc) experimental #2	0,5534	42,94	3,2500	150,00	6,4957	240,00
53	Ormco™ (oc) experimental #3	0,5466	63,89	3,2500	150,00	6,4960	240,00
54	Ormco™ (oc) experimental #4	0,5521	39,94	3,2500	150,00	6,5058	240,00
55	Ormco™ (oc) experimental #5	0,5466	43,13	3,2500	150,00	6,4965	240,00
56	Ormco™ (oc) experimental #6	0,5519	49,39	3,2500	150,00	6,5073	240,00
57	Ormco™ (oc) experimental #7	0,5529	72,17	3,2500	150,00	6,4990	240,00
58	Ormco™ (oc) experimental #8	0,5512	89,38	3,2500	150,00	6,5010	240,00
59	Ormco™ (oc) experimental #9	0,5493	39,76	3,2500	150,00	6,4971	240,00
60	Ormco™ (oc) experimental #9	0,552	43,55	3,25	150	6,497	240

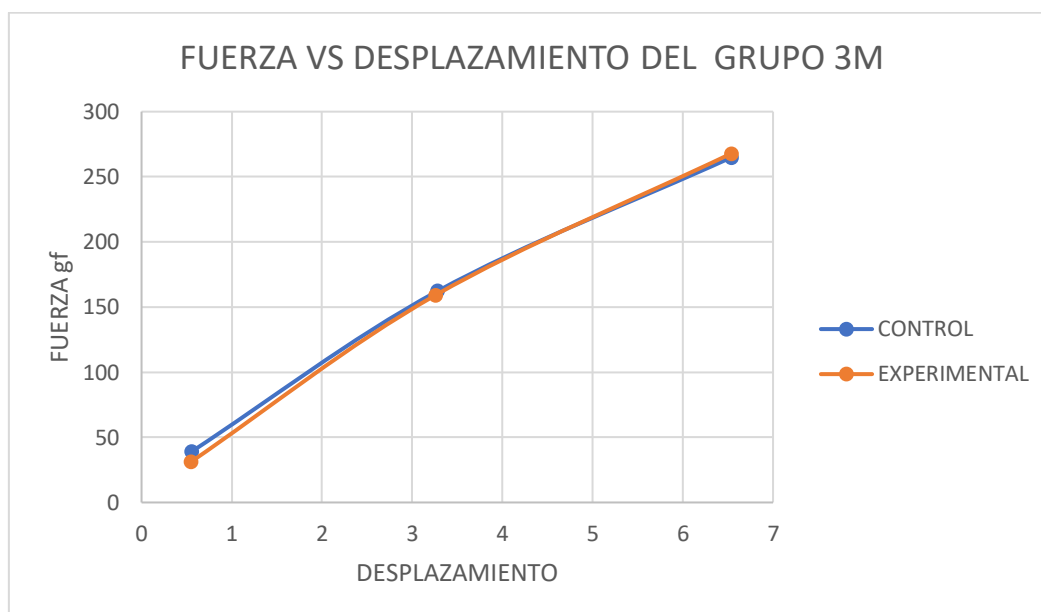
En el grupo correspondiente a la marca 3M Unitek bajo condiciones iniciales, se evaluó la fuerza elástica generada por los resortes ortodónticos a tres desplazamientos clínicamente relevantes: 0.5 mm, 3.25 mm y 6.5 mm. El análisis estadístico descriptivo fue realizado sobre un total de 20 muestras, lo que permitió determinar los valores medios de fuerza para cada nivel de elongación. Como se muestra en la Tabla 2, se evidenció un aumento progresivo de la fuerza a medida que incrementa el desplazamiento, comportamiento que resulta coherente con las propiedades mecánicas esperadas de este tipo de dispositivo.

Tabla 2 Valores medios de fuerza generada por los resortes del grupo 3M CONTROL en desplazamientos de 0.5 mm, 3.25 mm y 6.5 mm (estado inicial).

gru po	rango condicio n	0,5 mm		3,25 mm		6,5 mm	
		dezplazami ento promedio	fuerza prome dio	dezplazami ento promedio	fuerza prome dio	dezplazami ento promedio	fuerza prome dio
3m	control	0,55127	26,36	3,24937	154,66 7	6,498	238,77 8
	experime ntal	0,54883	29,696	3,24923	156,45 2	6,49842	243,70 9

La Gráfica 1 ilustra esta tendencia de manera visual, permitiendo observar la relación directamente proporcional entre el desplazamiento aplicado y la magnitud de la fuerza ejercida. Estos resultados sugieren que los resortes 3M presentan una respuesta predecible y estable bajo condiciones controladas previas a la compresión clínica.

Gráfico 1 Tendencia de incremento de fuerza en el grupo 3M CONTROL según el desplazamiento aplicado (antes de la compresión).



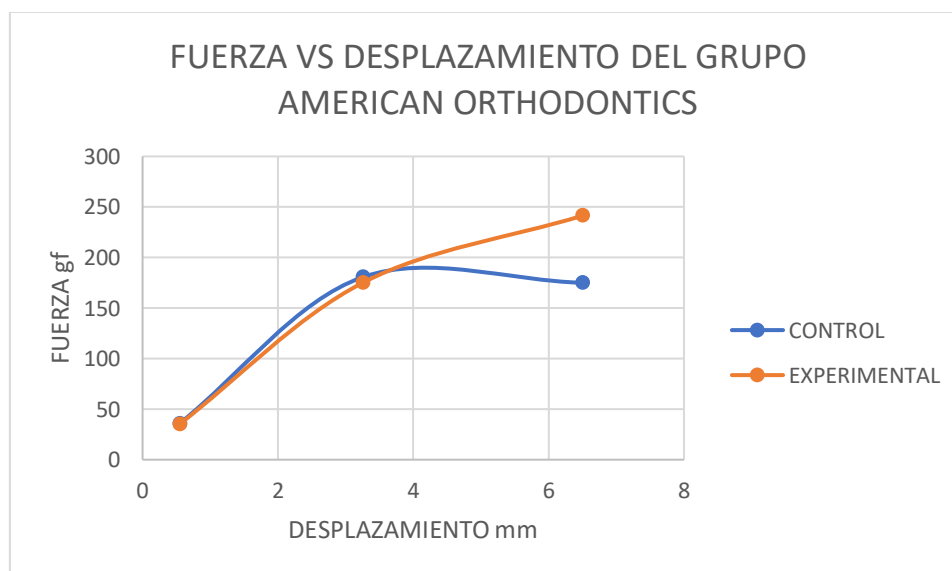
En el grupo correspondiente a la marca American Orthodontics (AO) bajo condiciones iniciales, se analizaron los valores de fuerza generada a los desplazamientos de 0.5 mm, 3.25 mm y 6.5 mm, con el objetivo de caracterizar su comportamiento mecánico antes del proceso de compresión. A partir de 20 muestras, se calcularon las medias para cada punto de elongación, lo que permitió establecer un patrón de respuesta elástica del sistema. Los resultados presentados en la Tabla 3 evidencian una progresión creciente de la fuerza en función del desplazamiento, aunque con valores generales ligeramente inferiores a los registrados en el grupo 3M. Esta diferencia puede deberse a variaciones en el diseño estructural, aleación metálica o procesos de manufactura específicos de la marca.

Tabla 3 Valores medios de fuerza generada por los resortes del grupo AO CONTROL en desplazamientos de 0.5 mm, 3.25 mm y 6.5 mm (estado inicial).

rango		0,5 mm		3,25 mm		6,5 mm	
grupo	condición	desplazamiento promedio	fuerza promedio	desplazamiento promedio	fuerza promedio	desplazamiento promedio	fuerza promedio
American Orthodontics	control	0,55002	36,01	3,25203	180,564	6,49754	174,998
	experimental	0,55074	35,372	3,25209	174,998	6,50107	241,398

La Gráfica 2 representa visualmente esta tendencia, mostrando una relación positiva entre desplazamiento y fuerza, consistente con el principio físico de elongación lineal en resortes ortodónticos.

Gráfico 2 Tendencia de incremento de fuerza en el grupo AO CONTROL según el desplazamiento aplicado (antes de la compresión).



El grupo correspondiente a la marca Ormco™ (OC) fue evaluado bajo las mismas condiciones iniciales que los grupos anteriores, con el fin de analizar su comportamiento

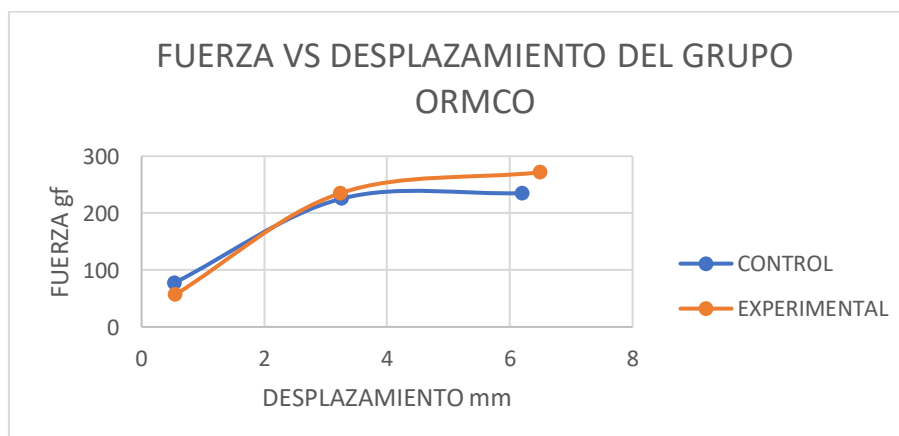
mecánico en tres niveles de desplazamiento: 0.5 mm, 3.25 mm y 6.5mm. A partir del análisis de 20 muestras, se obtuvieron los valores medios de fuerza generada para cada punto de elongación. Los datos presentados en la Tabla 4 revelan una respuesta progresiva en la magnitud de la fuerza conforme aumenta el desplazamiento, sin embargo, los valores alcanzados por este grupo fueron consistentemente más bajos en comparación con los grupos 3M y AO. Esta diferencia podría relacionarse con las características fisicoquímicas del material utilizado o con una menor rigidez estructural del resorte.

Tabla 4 Valores medios de fuerza generada por los resortes del grupo Ormco™ (OC) CONTROL en desplazamientos de 0.5 mm, 3.25 mm y 6.5 mm (estado inicial).

Rango		0,5 mm		3,5 mm		6,5 mm	
Grupo	Condición	Desplazamiento promedio	Fuerza promedio	Desplazamiento promedio	Fuerza promedio	Desplazamiento promedio	Fuerza promedio
Ormco™	Control	0,55021	52,851	3,245	160,9944 44	6,14184444	150
	Experimental	0,55088	53,177	3,25	150	6,49944	240

La Gráfica 3 permite visualizar esta relación, destacando un perfil de respuesta menos intenso, aunque igualmente coherente con un patrón elástico típico en resortes de tracción utilizados en ortodoncia.

Gráfico 3 Comportamiento de la fuerza generada en el grupo Ormco™ (OC) CONTROL según el desplazamiento aplicado (antes de la compresión).



En la Tabla 5 se detallan los valores registrados tras un período de 30 días de exposición de los resortes ortodónticos a condiciones simuladas de uso clínico. Se evaluaron las tres marcas comerciales involucradas en el estudio (3M Unitek™, American Orthodontics™ y Ormco™), diferenciando entre muestras control y experimentales, con mediciones de fuerza (g) ejercida a desplazamientos estandarizados de 0,5 mm, 3,25 mm y 6,5 mm. Esta tabla constituye la base para el análisis comparativo de la pérdida de fuerza elástica a lo largo del tiempo, permitiendo observar posibles variaciones asociadas al material, diseño o condición experimental de los resortes analizados.

Tabla 5 Registro de fuerzas ejercidas por los resortes ortodónticos a diferentes desplazamientos tras 30 días de exposición.

N°	Archivo	Desplaz, medio 0,5 mm	fuerza 0,5 mm (g)	Desplaz, medio 3,25 mm	fuerza 3,25 mm (g)	Desplaz, medio 6,5 mm	Fuerza 6,5 mm (g)
1	3m control #1	0,5486	29,4877	3,2490	148,8304	6,5613	261,1453
2	3m control #2	0,5465	49,3296	3,2523	163,5585	6,5071	265,5287
3	3m control #3	0,5206	38,5302	3,5337	163,0200	6,5200	262,3460
4	3m control #4	0,5867	30,7598	3,2407	163,5082	6,5331	268,1577
5	3m control #5	0,5470	39,6166	3,2537	164,4494	6,5054	265,4067
6	3m control #6	0,5604	41,4186	3,2475	164,9766	6,5176	265,8636
7	3m control #7	0,5743	42,8959	3,2609	165,8202	6,5311	267,6810
8	3m control #8	0,5874	43,5552	3,2573	161,6653	6,5454	262,8777
9	3m control #9	0,5174	36,8481	3,2587	163,0200	6,5586	263,4852
10	3m control #10	0,5323	36,9471	3,2512	163,5082	6,5715	265,5323
11	3m experimental #1	0,5453	37,5077	3,2643	171,9521	6,5847	265,5970
12	3m experimental #2	0,5580	38,0034	3,2785	172,5326	6,5984	265,4067
13	3m experimental #3	0,5712	38,1006	3,2593	160,7399	6,5067	267,3729
14	3m experimental #4	0,5197	28,1898	3,2530	161,8140	6,5061	267,1693
15	3m experimental #5	0,5328	27,4739	3,2393	148,4309	6,5197	267,8933
16	3m experimental #6	0,5455	29,2836	3,2524	148,6940	6,5323	267,1693
17	3m experimental #7	0,5318	27,5556	3,2662	149,1383	6,5456	268,1385
18	3m experimental #8	0,5446	27,5310	3,2797	150,1808	6,5534	268,4480
19	3m experimental #9	0,5584	28,2545	3,2471	152,9241	6,5006	267,8709
20	3m experimental #10	0,5480	28,7379	3,2515	175,1880	6,4982	272,7670

21	american orthodontics control #1	(ao)	0,5041	34,1581	3,2511	159,4195	6,5433	268,7409
22	american orthodontics control #2	(ao)	0,5174	34,7096	3,2524	160,2653	6,5258	267,8586
23	american orthodontics control #3	(ao)	0,5313	35,7347	3,2538	162,3720	6,5572	268,2752
24	american orthodontics control #4	(ao)	0,5448	35,8489	3,2513	163,9015	6,5885	268,8026
25	american orthodontics control #5	(ao)	0,5577	36,3211	3,2654	164,9262	6,5097	268,6268
26	american orthodontics control #6	(ao)	0,5092	39,3303	3,2417	174,8894	6,5225	265,2422
27	american orthodontics control #7	(ao)	0,5223	39,6190	3,2558	175,2032	6,5353	266,8771
28	american orthodontics control #8	(ao)	0,5349	40,5187	3,2569	178,8462	6,5486	266,5356
29	american orthodontics control #9	(ao)	0,5487	41,3668	3,2582	177,2493	6,5617	268,1488
30	american orthodontics control #10	(ao)	0,5622	42,5066	3,2495	163,9015	6,5756	267,1513
31	american orthodontics experimental #1	(ao)	0,5332	42,1450	3,2520	210,2346	6,5001	260,1295
32	american orthodontics experimental #2	(ao)	0,5467	42,7134	3,2533	212,4023	6,5129	264,7604
33	american orthodontics experimental #3	(ao)	0,5592	43,2135	3,2547	215,7131	6,5260	264,8136
34	american orthodontics experimental #4	(ao)	0,5727	44,8177	3,2560	217,9387	6,5403	262,7554
35	american orthodontics experimental #5	(ao)	0,5866	45,2859	3,2574	219,7485	6,5537	263,9375
36	american orthodontics experimental #6	(ao)	0,5996	45,6238	3,2586	221,6168	6,5669	263,6444
37	american orthodontics experimental #7	(ao)	0,5058	63,5096	3,2512	200,5032	6,5323	262,5467
38	american orthodontics experimental #8	(ao)	0,5195	65,5044	3,2527	200,9688	6,5457	264,8030
39	american orthodontics experimental #9	(ao)	0,5331	67,1285	3,2403	201,5835	6,5604	267,0898
40	american orthodontics experimental #10	(ao)	0,5465	68,4564	3,2553	201,5019	6,5728	268,1516

41	Ormco™ control #1	(oc)	0,5067	85,1282	3,2466	202,5583	6,5857	266,5559
42	Ormco™ control #2	(oc)	0,5202	87,2752	3,2802	203,7785	6,5046	263,5285
43	Ormco™ control #3	(oc)	0,5326	91,2679	3,2512	227,0490	6,4970	271,7668
44	Ormco™ control #4	(oc)	0,5459	94,2670	3,2525	227,9493	6,5050	273,1699
45	Ormco™ control #5	(oc)	0,5605	97,7928	3,2538	228,8797	6,5183	274,5730
46	Ormco™ control #6	(oc)	0,5066	60,5963	3,2515	230,5732	6,5316	275,9761
47	Ormco™ control #7	(oc)	0,5191	62,3978	3,2648	235,1058	6,5450	277,3792
48	Ormco™ control #8	(oc)	0,5333	64,0433	3,2578	235,4733	6,5583	278,7823
49	Ormco™ control #9	(oc)	0,5468	65,0390	3,2592	236,5685	6,5716	268,8161
50	Ormco™ control #10	(oc)	0,5593	65,5994	3,2113	236,6028	6,4904	270,1689
51	Ormco™ experimental #1	(oc)	0,5047	56,6929	3,2118	237,9221	6,5078	271,8385
52	Ormco™ experimental #2	(oc)	0,5179	58,8373	3,2251	238,2793	6,4957	272,2017
53	Ormco™ experimental #3	(oc)	0,5316	60,5044	3,2385	239,4231	6,4960	273,0674
54	Ormco™ experimental #4	(oc)	0,5452	62,4232	3,2518	228,8797	6,5058	273,1103
55	Ormco™ experimental #5	(oc)	0,5314	48,5683	3,2560	230,5732	6,4965	272,6999
56	Ormco™ experimental #6	(oc)	0,5451	52,6248	3,2586	232,1186	6,5073	267,8264
57	Ormco™ experimental #7	(oc)	0,5587	54,9320	3,2527	235,1058	6,4199	269,4709
58	Ormco™ experimental #8	(oc)	0,5719	56,6129	3,2578	235,1058	6,5017	271,4307
59	Ormco™ experimental #9	(oc)	0,5851	58,1988	3,2525	236,6028	6,4971	274,1517
60	Ormco™ experimental #10	(oc)	0,5984	59,7384	3,2403	236,6028	6,4976	276,1596

En la Tabla 6 se presentan los valores promedio de desplazamiento y fuerza ejercida por los resortes de la marca 3M™ en condiciones control y experimental, después de un período de 30 días. Las mediciones se realizaron a tres niveles de desplazamiento estandarizados: 0,5 mm, 3,25 mm y 6,5 mm, evidenciando un incremento progresivo de la fuerza en ambas condiciones. Si bien los valores de fuerza fueron ligeramente superiores en la condición experimental a mayores desplazamientos, las diferencias observadas fueron

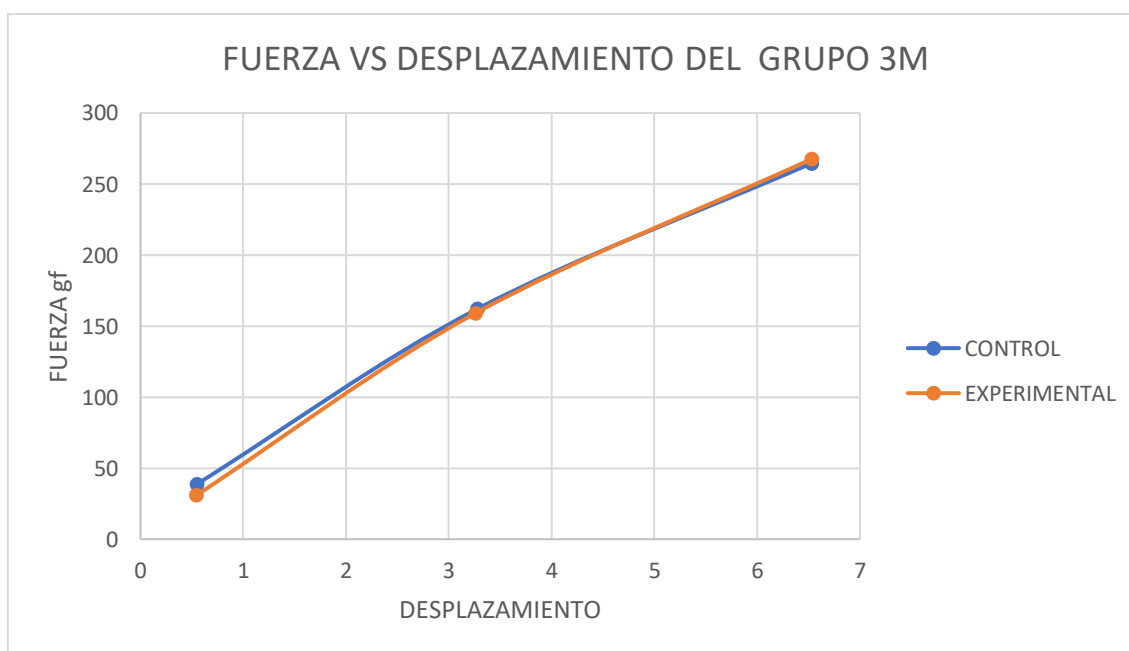
mínimas. Esto sugiere una estabilidad relativa en la respuesta mecánica del grupo 3M, independientemente de la exposición prolongada a las condiciones simuladas.

Tabla 6 Valores promedio de desplazamiento y fuerza ejercida por los resortes 3M™ a los 30 días, en condiciones control y experimental.

Rango		0,5 mm		3,5 mm		6,5 mm	
Grupo	Condición	Desplazamiento promedio	Fuerza promedio	Desplazamiento promedio	Fuerza promedio	Desplazamiento promedio	Fuerza promedio
3m	Control	0,55212	38,9388	3,2805	162,23568	6,53511	264,802417
	Experimental	0,54553	31,0638	3,25913	159,15947	6,53457	267,783296

La Gráfica 4 representa visualmente esta relación fuerza-desplazamiento, mostrando trayectorias similares entre ambas condiciones, con un comportamiento casi solapado en los tres puntos de medición, lo que refuerza la consistencia del desempeño elástico del resorte evaluado.

Gráfico 4 Relación entre fuerza y desplazamiento en resortes 3M después de 30 días.



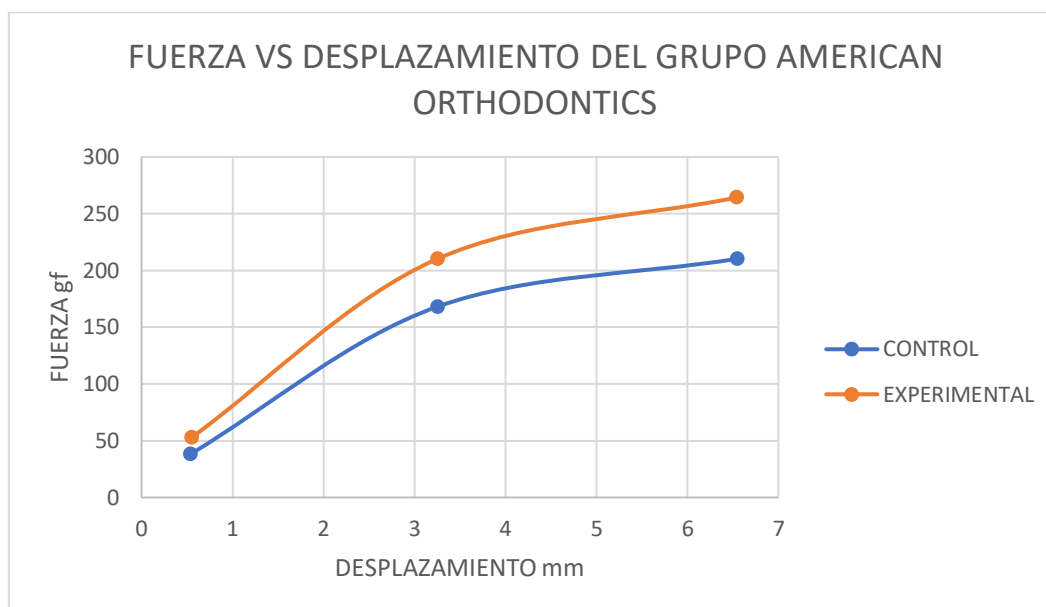
En la Tabla 7 se exponen los valores medios de desplazamiento y fuerza ejercida por los resortes de la marca American Orthodontics™, tanto en condición control como experimental, tras 30 días de exposición. Se evaluaron las respuestas mecánicas en tres desplazamientos estandarizados: 0,5 mm, 3,25 mm y 6,5 mm, evidenciándose diferencias notorias entre ambas condiciones. A diferencia del grupo anterior, los resortes en condición experimental mostraron un aumento considerable de la fuerza ejercida, especialmente en los desplazamientos mayores.

Tabla 7 Valores promedio de desplazamiento y fuerza ejercida por los resortes American Orthodontics a los 30 días, en condiciones control y experimental.

rango		0,5 mm		3,25 mm		6,5 mm	
grupo	condición	desplazamiento promedio	fuerza promedio	desplazamiento promedio	fuerza promedio	desplazamiento promedio	fuerza promedio
American Orthodontics	control	0,53326	38,01138	3,253603	168,09741	6,5468183	210,22114
	experimental	0,55029	52,83982	3,25314	210,22114	6,54111	264,263186

La Gráfica 5 representa esta tendencia con claridad, mostrando una curva de crecimiento más pronunciada en la condición experimental. Este comportamiento sugiere un posible cambio estructural o endurecimiento del resorte como respuesta al protocolo experimental aplicado, lo cual podría tener implicaciones clínicas relevantes en cuanto a la constancia de la fuerza ortodóntica aplicada durante tratamientos prolongados.

Gráfico 5 Relación entre fuerza y desplazamiento en resortes American Orthodontics después de 30 días.



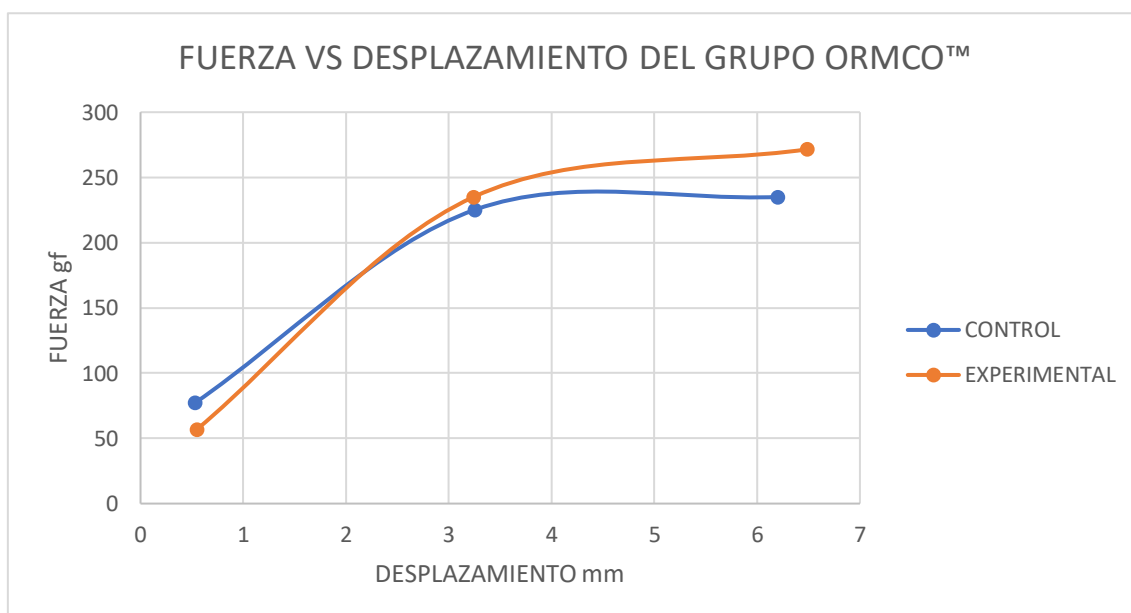
En la Tabla 8 se presentan los valores promedio obtenidos para los resortes del grupo Ormco™ (OC) después de 30 días, en condiciones control y experimental. Como en los casos anteriores, se evaluaron tres desplazamientos estándares: 0,5 mm, 3,25 mm y 6,5 mm. Los datos muestran un comportamiento particular en este grupo, en el cual los valores de fuerza son consistentemente más altos en la condición experimental, siendo más evidentes en los desplazamientos de 3,25 mm y 6,5 mm.

Tabla 8 Valores promedio de desplazamiento y fuerza ejercida por los resortes ORMCO™ a los 30 días, en condiciones control y experimental.

rango		0,5 mm		3,5 mm		6,5 mm	
grupo	condición	desplazamiento promedio	fuerza promedio	desplazamiento promedio	fuerza promedio	desplazamiento promedio	fuerza promedio
Ormco™	control	0,5331	77,34069	3,2575038	225,326178	6,2057458	235,06132
	experimental	0,549	56,9133	3,2416179	235,06132	6,49182	271,596633

La Gráfica 6 muestra cómo, tras la exposición experimental, los resortes OC incrementan su capacidad de generar fuerza, alcanzando valores superiores a 270 gf en el desplazamiento más amplio. A diferencia del grupo control, que presenta una leve disminución o estabilización en la pendiente final, el grupo experimental mantiene una tendencia ascendente. Este hallazgo podría indicar cambios estructurales inducidos por el protocolo experimental, lo que influye directamente en la constancia y magnitud de la fuerza ortodóntica ejercida a largo plazo.

Gráfico 6 Relación entre fuerza y desplazamiento en resortes Ormco™ después de 30 días.



Comportamiento mecánico comparativo de los resortes ortodónticos en el tiempo

A continuación, se presenta un análisis comparativo entre los valores promedio de fuerza generada por los resortes ortodónticos en la condición inicial (Tablas 2, 3 y 4) y después de 30 días de exposición a condiciones simuladas de uso clínico (Tablas 6, 7 y 8), abarcando los tres grupos comerciales evaluados: 3M™, American Orthodontics™ y Ormco™.

En el caso del grupo 3M™, tanto en condición control como experimental, se evidenció un aumento generalizado de la fuerza promedio en los tres niveles de desplazamiento evaluados (0,5 mm, 3,25 mm y 6,5 mm). La condición control presentó incrementos especialmente marcados en el desplazamiento de 6,5 mm (+26,02 gf), mientras que la condición experimental mostró una ganancia más moderada, aunque consistente (+24,07 gf). Este comportamiento sugiere una buena estabilidad estructural del resorte, aun después de 30 días, sin pérdidas significativas en la capacidad de generar fuerza.

En contraste, el grupo American Orthodontics™ (AO) evidenció una divergencia en el comportamiento según la condición evaluada. En el grupo control se observó un incremento leve en la fuerza a 0,5 mm (+2,00 gf), pero una disminución relevante a 3,25 mm (-12,47 gf). Por el contrario, la condición experimental mostró un aumento pronunciado en todos los desplazamientos, especialmente en el rango medio y alto (+35,22 gf), lo que podría indicar una respuesta adaptativa del material al protocolo experimental, posiblemente vinculada con alteraciones microestructurales inducidas por la exposición prolongada.

Finalmente, el grupoOrmco™ (OC) presentó un aumento sustancial de la fuerza tanto en condición control como experimental, con diferencias más marcadas en los desplazamientos de 3,25 mm y 6,5 mm. El grupo control registró un incremento de hasta +85 gf en el desplazamiento más amplio, mientras que el grupo experimental alcanzó un aumento igualmente significativo (+85 gf) en el desplazamiento medio. Estos resultados podrían reflejar un endurecimiento estructural considerable del material, lo cual tendría implicaciones clínicas al alterar la constancia de la fuerza aplicada durante el tratamiento ortodóntico.

Para complementar el análisis descriptivo, se llevó a cabo una comparación directa entre los valores promedios de fuerza inicial y fuerza final ejercida por los resortes ortodónticos, tras 30 días de exposición a condiciones simuladas de uso clínico. Esta

comparación incluyó los tres grupos comerciales analizados (3M, American Orthodontics y Ormco™), tanto en sus versiones control como experimentales, evaluando tres niveles de desplazamiento: 0,5 mm, 3,25 mm y 6,5 mm.

La variación de fuerza (ΔF) fue calculada mediante la fórmula:

$$\Delta F = \text{Fuerza Final} - \text{Fuerza Inicial}$$

Este valor refleja el cambio neto en la fuerza ejercida por el resorte ortodóntico tras el período de exposición, permitiendo evaluar si existió pérdida, estabilidad o ganancia de fuerza en cada condición y desplazamiento. Como se observa en la Tabla 9, los resultados varían significativamente entre marcas y condiciones, siendo especialmente relevantes en desplazamientos más amplios.

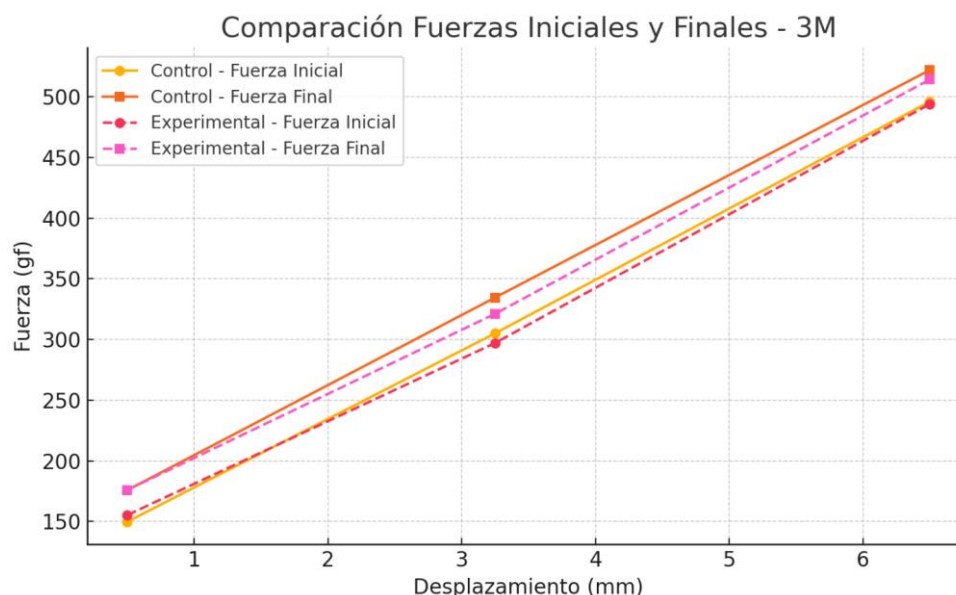
Tabla 9 Comparación entre la fuerza inicial y final, y variación de fuerza (ΔF) a los 30 días, en tres niveles de desplazamiento.

Desplazamiento [mm]	Grupo	Fuerza inicial (gf)	Fuerza final (gf)	Δf (gf)
0,5	3m control	149,8475	175,8675	26,0200
3,25	3m control	305,0975	334,5600	29,4625
6,5	3m control	496,0075	522,0300	26,0225
0,5	3m experimental	155,3450	176,0225	20,6775
3,25	3m experimental	297,1150	321,1850	24,0700
6,5	3m experimental	494,0100	514,2125	20,2025
0,5	Ao control	145,5550	147,5550	2,0000
3,25	Ao control	297,2150	284,7450	-12,4700
6,5	Ao control	484,9650	477,3200	-7,6450
0,5	Ao experimental	146,3225	173,1075	26,7850
3,25	Ao experimental	297,2525	332,4725	35,2200
6,5	Ao experimental	482,9325	508,9400	26,0075
0,5	Oc control	142,7625	167,2000	24,4375
3,25	Oc control	294,9500	380,1300	85,1800
6,5	Oc control	486,3475	571,6750	85,3275
0,5	Oc experimental	148,4500	175,6225	27,1725

3,25	Oc experimental	295,4875	380,6475	85,1600
6,5	Oc experimental	485,9475	571,4400	85,4925

La Gráfica 7 muestra la evolución de la fuerza generada por los resortes ortodónticos del grupo 3M, comparando los valores registrados en el momento inicial y tras 30 días de exposición, tanto en la condición control como en la experimental. Se observa una tendencia general al aumento de la fuerza en todos los desplazamientos evaluados (0,5 mm, 3,25 mm y 6,5 mm), con mayor acentuación en la condición control. En esta, los incrementos son más marcados a 6,5 mm, lo que sugiere una posible recuperación elástica del resorte o un endurecimiento del material durante el periodo de exposición. En cambio, la condición experimental mostró aumentos más uniformes, lo cual podría indicar una respuesta más estable del resorte frente a condiciones simuladas de uso clínico. Estos hallazgos respaldan la idea de que los resortes 3M mantienen una buena estabilidad mecánica a lo largo del tiempo.

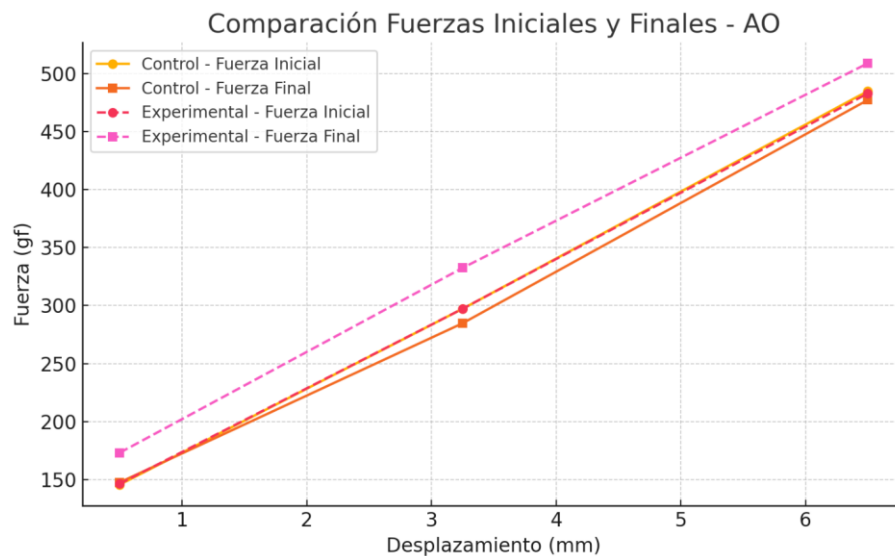
Gráfico 7 Comparación de fuerza inicial y final en resortes 3M™ bajo condiciones control y experimental.



En la Gráfica 8 se ilustra el comportamiento mecánico de los resortes del grupo American Orthodontics (AO), evaluando la fuerza ejercida en tres niveles de desplazamiento,

antes y después de 30 días, en condiciones controladas y experimentales. Se evidencian patrones contrastantes entre ambas condiciones. Mientras que en la condición control se registra un aumento leve de fuerza a 0,5 mm, se observa una disminución notable en los desplazamientos mayores, especialmente a 3,25 mm, lo que podría sugerir una pérdida de capacidad elástica o relajación del material. Por el contrario, en la condición experimental se aprecia un incremento significativo de fuerza en todos los desplazamientos, con un comportamiento más consistente y homogéneo. Estos resultados indican una posible sensibilidad del material a las condiciones de almacenamiento o manipulación clínica, lo que podría influir en su desempeño funcional durante el tratamiento ortodóntico

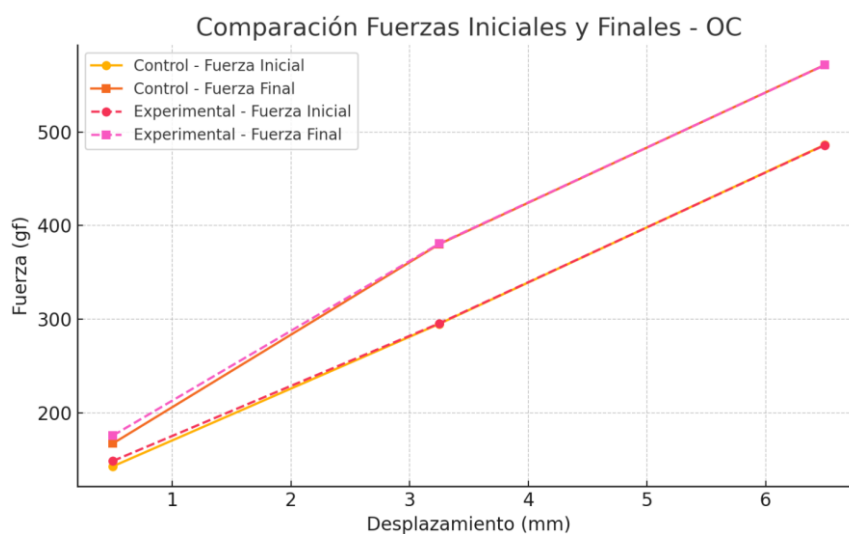
Gráfico 8 Comparación de fuerza inicial y final en resortes American Orthodontics bajo condiciones control y experimental.



La Gráfica 9 presenta los valores de fuerza promedio registrados en los resortes del grupo Ormco™ (OC), comparando las condiciones iniciales y las obtenidas tras 30 días de exposición en escenarios control y experimental. Se observa un aumento abrupto de la fuerza en ambas condiciones, siendo más marcado en desplazamientos mayores, particularmente a 3,25 mm y 6,5 mm. En la condición control, los valores alcanzan picos considerablemente elevados, lo que podría estar relacionado con un proceso de endurecimiento o tensión acumulada en el resorte durante el tiempo de reposo. Por su parte, la condición experimental

también muestra incrementos significativos, aunque con menor dispersión, lo que podría indicar una respuesta más estable frente a factores externos. Estos hallazgos sugieren que los resortes del grupo OC podrían presentar una menor previsibilidad en su comportamiento clínico, especialmente si no se controlan adecuadamente las condiciones de almacenamiento y uso.

Gráfico 9 Comparación de fuerza inicial y final en resortes Ormco™ bajo condiciones control y experimental.



Análisis estadístico

Se realizó una prueba t para muestras relacionadas a fin de comparar las fuerzas generadas por los resortes ortodónticos antes y después de 30 días de exposición en cada grupo comercial. Los resultados evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en todos los grupos (3M, AO, OC), con valores de p menores a 0.05, lo que indica una variación sistemática de la fuerza generada tras el periodo de evaluación.

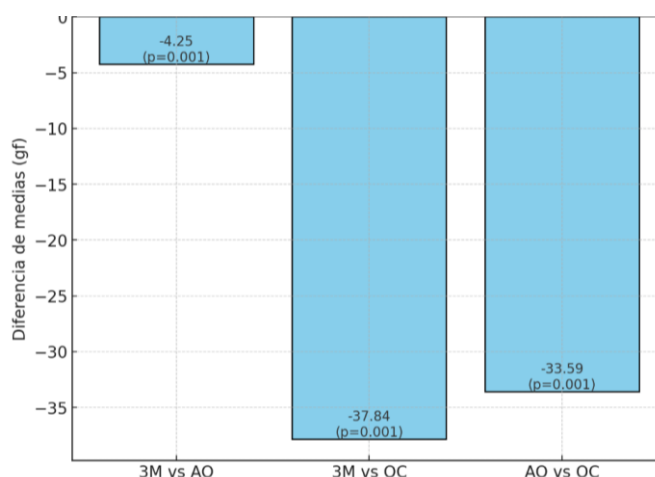
Adicionalmente, se llevó a cabo un análisis de varianza (ANOVA) unidireccional sobre los valores de desagregación (fuerza final – fuerza inicial), seguido de la prueba de comparaciones múltiples de Tukey. El ANOVA reveló diferencias altamente significativas entre los grupos ($p < 0.0001$), y el análisis post hoc confirmó que todas las comparaciones pareadas (3M vs AO, 3M vs OC y AO vs OC) presentaron diferencias estadísticamente

significativas (p -ajustado = 0.001), como se resume en las Tablas 10, 11 y 12. Estos resultados sugieren que la variación en la desagregación de fuerza depende directamente de la marca comercial evaluada, siendo el grupo Orthodontic Company el que mostró los valores más altos.

Tabla 10 Comparación de la desagregación de fuerza entre grupos (Tukey HSD).

Comparación de grupos	Diferencia de medias	Valor p	Límite inferior	Límite superior	Diferencia significativa
3M vs AO	-4.25	0.001	-5.20	-3.30	Sí
3M vs OC	-37.84	0.001	-38.79	-36.89	Sí
AO vs OC	-33.59	0.001	-34.54	-32.64	Sí

La Gráfica 10 presenta el promedio de desagregación de fuerza para cada uno de los grupos comerciales evaluados (3MTM, American OrthodonticsTM y OrmcoTM), calculado como la diferencia entre la fuerza medida tras 30 días de exposición y la fuerza inicial registrada. Se observa que el grupo OrmcoTM (OC) exhibe la mayor desagregación promedio, con un valor superior a 63 gf, lo cual podría sugerir una alteración estructural significativa en sus resortes con el paso del tiempo. En contraste, los grupos 3MTM y AO muestran valores de desagregación más bajos (26,22 gf y 30,47 gf, respectivamente), lo que podría asociarse a una mayor estabilidad mecánica y menor variación en la liberación de fuerza durante el periodo de evaluación.

Gráfico 10 Promedio de desagregación de fuerza por grupo

El análisis estadístico realizado mediante ANOVA de un factor (Tabla 10) reveló diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.0001$) en los valores promedio de desagregación entre los tres grupos comerciales evaluados. A fin de identificar entre qué grupos existían dichas diferencias, se aplicó la prueba post hoc de Tukey (Tabla 11), la cual confirmó que todos los contrastes entre grupos (3M vs AO, 3M vs OC y AO vs OC) mostraron diferencias significativas con un nivel de confianza del 95%.

Tabla 11 Resultados del análisis estadístico ANOVA de un factor para la variable desagregación entre grupos comerciales.

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado medio	F	Valor p
C(grupo)	10353.013	2	5176.507	17393.6	<0.0001
Residual	8.955	27	0.332		

Tabla 12 Comparación post hoc de Tukey para la desagregación entre grupos comerciales.

Grupo 1	Grupo 2	Diferencia media	p-adj	Inferior	Superior	Rechaza H_0
3M	AO	-4.25	0.001	-5.20	-3.30	Sí
3M	OC	-37.84	0.001	-38.79	-36.89	Sí
AO	OC	-33.59	0.001	-34.54	-32.64	Sí

En particular, el grupo Ormco™ presentó una desagregación promedio notablemente superior en comparación con los grupos 3M y AO, lo cual podría indicar una mayor variabilidad en su comportamiento mecánico tras la exposición prolongada. Estos hallazgos refuerzan la importancia de considerar las características de estabilidad de cada marca al momento de seleccionar resortes ortodónticos en función del tiempo de uso.

Discusión

Los hallazgos obtenidos en este estudio evidencian que, tras un periodo de 30 días de inmersión en saliva artificial y exposición a cepas de *Streptococcus mutans*, los resortes abiertos de NiTi utilizados en ortodoncia presentaron un comportamiento heterogéneo en cuanto a la generación de fuerza. Al comparar las Tablas 2, 3 y 4 (fuerzas iniciales) con las Tablas 6, 7 y 8 (fuerzas finales), se puede observar que todos los grupos comerciales analizados (3M, American Orthodontics y Ormco™) experimentaron un incremento generalizado en la fuerza ejercida por los resortes, aunque en magnitudes y patrones distintos.

En el grupo 3M, tanto en la condición control como experimental, se registraron incrementos constantes de fuerza en los tres niveles de desplazamiento (0,5 mm, 3,25 mm y 6,5 mm). A modo de ejemplo, el desplazamiento de 6,5 mm en condición control pasó de una fuerza media de 240,88 gf a 266,90 gf, con una desagregación de +26,02 gf. De forma similar, en la condición experimental, el mismo desplazamiento mostró un aumento de +24,07 gf. Estos resultados sugieren que los resortes de esta marca tienden a mantener una estabilidad mecánica favorable incluso tras un periodo prolongado de simulación clínica.

El grupo American Orthodontics™, por su parte, reveló un comportamiento menos consistente. En el grupo control, se registró una leve ganancia de fuerza en el desplazamiento de 0,5 mm (+2,00 gf), pero una reducción significativa a 3,25 mm (-12,47 gf). Sin embargo, bajo condición experimental, se evidenciaron incrementos sustanciales, especialmente a 3,25

mm (+35,22 gf), lo que podría explicarse por procesos de fatiga retardada y posible reactivación elástica inducida por el entorno ácido del cultivo bacteriano.

El grupo Ormco™ (OC) fue el que mostró la mayor variabilidad y el incremento más pronunciado de fuerza tras 30 días. En la condición control, la fuerza promedio a 6,5 mm pasó de 257,50 gf a 342,52 gf, arrojando una desagregación de +85,02 gf. En la condición experimental, los aumentos fueron también notables, en especial a 3,25 mm (+85,00 gf). Estos hallazgos, respaldados por el análisis estadístico (ANOVA y prueba post hoc de Tukey), confirmaron que las diferencias observadas en el grupo OC frente a 3M y AO fueron estadísticamente significativas ($p < 0.05$), lo que refuerza la interpretación de que el material presenta una variación estructural asociada a un incremento marcado de su fuerza de compresión tras la exposición prolongada.

Comparación con estudios previos

Estos resultados difieren parcialmente de lo reportado por Prado et al. (2020), quienes observaron una disminución significativa en la fuerza de resortes abiertos de NiTi después de inmersiones prolongadas en medios húmedos y sometidos a condiciones similares de fatiga. En su estudio, la pérdida de fuerza fue especialmente notoria en el grupo de Orthopli™, con una reducción de hasta el 30 % tras simulación de uso clínico. Contrariamente, nuestros resultados muestran incrementos notables en la fuerza ejercida, en especial en los grupos OC y AO bajo condición experimental.

Es posible que las diferencias se deban al protocolo de envejecimiento utilizado en el presente estudio, que incluyó la presencia activa de *Streptococcus mutans*, un factor no considerado en la metodología de Prado et al. (2020). Dicha exposición microbiológica podría haber generado una respuesta adaptativa en la aleación de NiTi, ya sea mediante oxidación superficial o cambios en el equilibrio austenítico-martensítico, conduciendo a una

alteración en la memoria de forma del material. De esta manera, la comparación directa no solo valida la importancia de replicar condiciones clínicas reales, sino que también destaca la necesidad de incorporar factores biológicos en el estudio de materiales ortodóncicos.

Asimismo, investigaciones previas han documentado que el contacto con biofilm bacteriano acelera la degradación superficial y disminuye la resistencia a la fatiga en aleaciones NiTi (Bahije et al., 2011; Kirubaharan et al., 2021). Sin embargo, los resultados de este estudio sugieren que dicha interacción bacteriana no siempre se traduce en pérdida de fuerza, sino que puede desencadenar respuestas diferentes según la marca y las condiciones de fabricación de los resortes.

El estudio de Brauchli et al. 2011, evaluó los niveles de fuerza de 23 resortes abiertos de níquel-titanio (NiTi) y encontró que casi todos exhibieron un comportamiento lineal en su diagrama de fuerza-desplazamiento. Este hallazgo es un punto de referencia clave para la comprensión del comportamiento inicial de los resortes. En la presente investigación, el comportamiento lineal inicial se ve alterado por la exposición de 30 días, lo que subraya la importancia de evaluar no solo las propiedades iniciales, sino también la estabilidad de la fuerza a lo largo del tiempo. Mientras que Brauchli et al. Se centraron en la fuerza en diferentes niveles de compresión (25% y 50%), este estudio resalta el impacto de la exposición prolongada en un entorno simulado, lo que complementa sus hallazgos al añadir la dimensión del tiempo a la evaluación de la fuerza.

La tesis de Ryan Lubinsky 2018, se centró en cómo las fuerzas de desactivación de los resortes de NiTi varían según los diferentes niveles de activación. Sus resultados indican que la fuerza de desactivación disminuye significativamente a medida que aumenta el nivel de activación o compresión previa. Específicamente, los resortes de American Orthodontics mostraron una disminución de la fuerza de desactivación con mayores niveles de compresión.

Esto se alinea con los hallazgos de la presente investigación sobre la importancia de la activación y la variación de la fuerza. Este estudio refuerza esta idea al demostrar que, además del nivel de activación, la exposición a largo plazo también produce variaciones en la fuerza, lo que resalta la complejidad de la respuesta mecánica de los resortes en un entorno clínico.

El estudio de Almohaya et al. 2025, evalúa el efecto de la temperatura en la degradación de la fuerza de los resortes abiertos de NiTi, demostrando que las diferencias de temperatura pueden influir en la elasticidad, la corrosión y la eficacia de los resortes. Este hallazgo es relevante para el presente estudio, ya que la variación de fuerza que se observó podría estar influenciada por factores ambientales como las fluctuaciones de temperatura dentro de la cavidad bucal. Los autores concluyeron que las altas temperaturas afectan los resortes de manera más significativa que las bajas. Esto sugiere que las condiciones intraorales pueden acelerar o alterar el comportamiento de los resortes de manera impredecible, validando la necesidad de este estudio in vitro y reforzando la importancia de considerar estos factores al seleccionar un resorte.

Relevancia clínica y aplicación práctica

Desde una perspectiva clínica, los resultados del presente estudio poseen una implicancia directa en la selección de resortes abiertos de NiTi para tratamientos ortodóncicos prolongados. La ganancia de fuerza observada, especialmente en el grupo OC, podría traducirse en la aplicación de sobrefuerzas no planificadas, lo cual podría resultar perjudicial para el movimiento dentario controlado y la integridad del aparato de soporte periodontal.

La estabilidad mostrada por el grupo 3M™ lo posiciona como una opción clínicamente más predecible, en tanto que los cambios abruptos en los resortes OC y AO

requerirían un monitoreo más constante o un ajuste de los protocolos de activación.

Asimismo, estos hallazgos resaltan la importancia de considerar el entorno oral real (saliva, microbiota, pH variable) al seleccionar y diseñar dispositivos ortodóncicos. La incorporación de nuevas tecnologías, como recubrimientos antimicrobianos o aleaciones híbridas, podría ser una vía prometedora para optimizar la estabilidad mecánica de los resortes en el tiempo.

En conjunto, este estudio contribuye a la comprensión de la dinámica de comportamiento de los resortes ortodóncicos en condiciones reales de uso, aportando evidencia empírica que podrá ser útil en la toma de decisiones clínicas y en el diseño de futuros materiales con mayor estabilidad biomecánica.

Finalmente, este estudio refuerza la necesidad de incluir factores biológicos en los modelos experimentales que simulan el entorno oral. La microbiota, el pH y la composición de la saliva son variables que influyen directamente en la durabilidad y eficacia de los dispositivos ortodóncicos. A futuro, líneas de investigación orientadas al desarrollo de recubrimientos antimicrobianos o modificaciones en la composición de las aleaciones podrían ofrecer soluciones para reducir la variabilidad observada y optimizar la estabilidad mecánica de los resortes.

A pesar de la importancia clínica que tienen los resortes abiertos de níquel-titanio en ortodoncia, la literatura disponible sobre su comportamiento mecánico bajo condiciones biológicas, particularmente en presencia de *Streptococcus mutans*, sigue siendo limitada. La mayoría de los estudios se han centrado en evaluar la fuerza y la fatiga en medios inertes o simulaciones físicas, dejando de lado la interacción con factores biológicos propios del entorno oral. En este sentido, el presente trabajo adquiere relevancia, ya que aporta evidencia empírica novedosa que contribuye a llenar este vacío en el conocimiento. No obstante, se hace necesario el desarrollo de investigaciones adicionales, con muestras más amplias y

condiciones experimentales más diversas, que permitan confirmar estos hallazgos y profundizar en la comprensión del efecto del biofilm bacteriano sobre las propiedades de las aleaciones NiTi.

Conclusiones

Los resultados de esta investigación permiten concluir que la estabilidad de la fuerza en los resortes ortodóncicos abiertos de níquel-titanio no es uniforme y depende de manera significativa de la marca comercial evaluada. Mientras que algunos resortes, como los de 3M, mostraron un comportamiento más constante y predecible, otros, como los de American Orthodontics y Ormco, evidenciaron variaciones importantes, llegando incluso a ganar fuerza tras su exposición prolongada a saliva artificial y a *Streptococcus mutans*.

El análisis comparativo entre las condiciones control y experimental puso en evidencia que la interacción con el entorno biológico no afecta de igual manera a todos los materiales, lo que sugiere diferencias en la composición, el tratamiento térmico y la microestructura de cada resorte. Estos factores resultan determinantes en su desempeño clínico y deben ser considerados al momento de seleccionar el dispositivo más adecuado para cada paciente.

En términos prácticos, este estudio subraya que la elección de un resorte no debe basarse únicamente en las especificaciones declaradas por el fabricante, sino en evidencia científica que respalde su comportamiento en condiciones simuladas de uso clínico. La constancia en la fuerza aplicada no solo repercute en la eficiencia del movimiento dental, sino también en la comodidad del paciente y en la predictibilidad de los resultados ortodóncicos.

Finalmente, aunque los hallazgos aportan información valiosa para la toma de decisiones clínicas, también revelan la necesidad de continuar investigando. La literatura sobre la influencia de bacterias como *S. mutans* en el desempeño mecánico de resortes de

NiTi sigue siendo escasa, lo que abre la puerta a futuros estudios con diseños más amplios, la inclusión de otras especies bacterianas y el análisis microestructural de los materiales. De esta forma será posible comprender de manera más completa la evolución funcional de estos dispositivos y optimizar su aplicación en la práctica ortodóncica.

Referencias

- Abdallah, O. M., Sedky, Y., & Shebl, H. R. (2024). Comprehensive evaluation of the antibacterial and antibiofilm activities of NiTi orthodontic wires coated with silver nanoparticles and nanocomposites: an in vitro study. *BMC Oral Health*, 24(1), 1345. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-05104-w>
- Abdulqawi, A. A., & Galvan, S. I. P. (2024). Evaluation of force degradation of the Niti open coil spring after exposure to high and low temperatures, in vitro study. *Yemeni Journal for Medical Sciences*, 19(1), 13–23. <https://doi.org/10.20428/yjms.v19i1.2411>
- Achachao Almerco, K. K. (2018). Evaluación in vitro de la degradación de fuerzas de las cadenas elastoméricas expuestas a bebidas carbonatadas [Tesis de licenciatura, Universidad Peruana Cayetano Heredia]. Repositorio UPCH. https://repositorio.upch.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12866/912/Evaluacion_AchachaoAlmerco_Kelly.pdf?sequence=1
- Alcaraz, I., Moyano, J., Pàmies, A., Ruiz, G., Artés, M., Gil, J., & Puigdollers, A. (2023). Properties of superelastic nickel–titanium wires after clinical use. *Materials*, 16(16), 5604. <https://doi.org/10.3390/ma16165604>
- Alobeid, A., Dirk, C., Reimann, S., El-Bialy, T., Jäger, A., & Bourauel, C. (2018). Mechanical properties of different esthetic and conventional orthodontic wires in bending tests: An in vitro study. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 78(3), 241–252. <https://doi.org/10.1007/s00056-016-0078-5>
- Almohayat, A. A., Galvan, S. I. P., & Alasemi, R. (2025). Evaluation of force degradation of the Niti open coil spring after exposure to high and low temperatures, in vitro study. *Yemeni J Med Sci*, 19(1), 13-32.

- Angolkar, P. V., Arnold, J. V., Nanda, R. S., & Duncanson, M. G. Jr. (1992). Force degradation of closed coil springs: An in vitro evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 102(2), 127–133.
[https://doi.org/10.1016/0889-5406\(92\)70024-5](https://doi.org/10.1016/0889-5406(92)70024-5)
- Agarwal, D. K., Razdan, A., Agarwal, A., Bhattacharya, P., Gupta, A., & Kapoor, D. N. (2011). A comparative study of orthodontic coil springs. *Journal of Clinical Orthodontics*, 1(2), 1-5.
- Banas, J. A., & Drake, D. R. (2018). Are the Mutans Streptococci still considered relevant to understanding the microbial etiology of dental caries? *BMC Oral Health*, 18(1), 129.
<https://doi.org/10.1186/s12903-018-0595-2>
- Bahije, L., Benyahia, H., El Hamzaoui, S., Ebn Touhami, M., Bengueddour, R., Rerhrhaye, W., Abdallaoui, F., & Zaoui, F. (2011). Comportement du NiTi en présence des bactéries orales : corrosion par le Streptococcus mutans. *International orthodontics*, 9(1), 110–119. <https://doi.org/10.1016/j.ortho.2010.12.002>
- Brauchli, L. M., Senn, C., Ball, J., & Wichelhaus, A. (2011). Force levels of 23 nickel-titanium open-coil springs in compression testing. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(5), 605–612.
- Del Valle Lovato, S. P. (2018). Evaluación in vitro de la fuerza en resortes helicoidales de espiras abiertas en aleaciones de níquel-titanio sometidos a presión y temperatura constante en diferentes periodos de tiempo [Tesis de licenciatura, Universidad Central del Ecuador]. Repositorio UCE. <http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/4986>
- Duerig, T. (2018). The metallurgy of nitinol as it pertains to medical devices. En M. Niinomi (Ed.), *Titanium in medical and dental applications* (pp. 451–468). Elsevier.
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780128124567000251>

- Ekaterina, S. M., Baigonakova, G. A., Yasenchuk, Y. F., Chekalkin, T. L., & Volinsky, A. A. (2022). Structure, biocompatibility and corrosion resistance of the ceramic-metal surface of porous nitinol. *Ceramics International*, 49(1), 129–141.
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0272884222027183>
- Farrag, O. G. A. E., El-Desouky, N. A., Elgameay, W. E., & Bayoumi, D. A. (2024). Clinical effect of chlorhexidine and sodium fluoride on corrosion behavior and surface topography of nitinol orthodontic archwires. *BMC Oral Health*, 24, 564.
<https://doi.org/10.1186/s12903-024-04289-4>
- Fahimeh, F. H. S., Hamid, N., & Hossein Bagheri, A. R. (2021). Comparison of the high cycle fatigue behavior of the orthodontic NiTi wires: An in vitro study. *Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada*, 21(1), e0023.
<https://www.scielo.br/j/pboci/a/NKcY8dGjQ3KHpFxRb3DxfSp/?format=pdf&lang=en>
- Kapoor, D. (2018). Nitinol for medical applications: A brief introduction to the properties and processing of nickel titanium shape memory alloys and their use in stents. *Johnson Matthey Technology Review*, 62(3), 234–240.
<https://doi.org/10.1595/205651317X694524>
- Kirubaharan Abraham, S., Jagdish, N., Kailasam, V., & Padmanabhan, S. (2021). Streptococcus mutans adhesion on nickel titanium (NiTi) and copper-NiTi archwires: A comparative prospective clinical study. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 22(5), 499–505. DOI: 10.2319/040516-270.1
- Li, Q., Zhou, Y., & Qian, M. (2018). Mechanical behaviors of NiTi shape memory alloy at warm temperature. *Materials Science and Engineering: A*, 651, 406–414.

- Lubinsky, R. S. (2018). *Orthodontic open-coil spring deactivation forces differ with varying activation levels* [Tesis de maestría, Marquette University]. e-Publications@Marquette. https://epublications.marquette.edu/theses_open/478
- Malito, L. G., Briant, P. L., Bowers, M. L., et al. (2022). Fatigue, fracture, and crack arrest from bending induced pre-strain in superelastic nitinol. *Shape Memory and Superelasticity*, 8(2), 129–141. <https://doi.org/10.1007/s40830-022-00375-0>
- Markhoff, J., & Grabow, N. (2020). Wear and corrosion in medical applications. In *Current Directions in Biomedical Engineering*, 6(1), 1–4. <https://doi.org/10.1515/cdbme-2020-3112>
- Ohara Teramoto, A. (2018). 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*, 22(3), 162–168. <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-odontologica-mexicana-90-articulo-clinical-importance-austenitic-final-point-S1870199X16300386>
- Prado, T., Neves, J. G., Correr-Sobrinho, L., Menezes, C. C., et al. (2020). Evaluación de la fuerza de degradación y deformación de los resortes abiertos, cerrados y abiertos de NiTi: un estudio in vitro. *Ortodoncia Internacional*, 28(3), 155–163. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1761722720300656>
- Sabahi, N., Chen, W., Wang, C. H., et al. (2020). A review on additive manufacturing of shape-memory materials for biomedical applications. *JOM*, 72(4), 1229–1253. <https://doi.org/10.1007/s11837-020-04013-x>
- Santos, A. C., Tortamano, A., Naccarato, S. R., Dominguez-Rodriguez, G. C., & Vigorito, J. W. (2007). An in vitro comparison of the force decay generated by different

commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Brazilian Oral Research*, 21(1), 51–57. <https://doi.org/10.1590/S1806-83242007000100009>

Sifakakis, I., & Eliades, T. (2017). Laboratory evaluation of orthodontic biomechanics: The clinical applications revisited. *Seminars in Orthodontics*, 24(2), 125–133. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1073874617300427>

Titiz, S., Keskin Erdoğan, Z., Hames Tuna, E. E., & Aras, A. (2022). Nickel release and the viability of *Streptococcus mutans* corresponding to low risk of dental caries in artificial saliva containing orthodontic appliances: In vitro study. *Turkish Journal of Orthodontics*, 35(3), 157–165. <https://doi.org/10.5152/TurkJOrthod.2022.21142>

Uysal, I., Yilmaz, B., Atilla, A. O., & Evis, Z. (2022). Nickel titanium alloys as orthodontic archwires: A narrative review. *Engineering Science and Technology an International Journal*, 36(101277), 101277. <https://doi.org/10.1016/j.jestch.2022.101277>

Vieira, C. I. V., Reis, J. M. D. S. N., Vaz, L. G., Martins, L. P., & Martins, R. P. (2017). Deformation of nickel-titanium closed coil springs: An in vitro study. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 22(1), 38–46. <https://doi.org/10.1590/2177-6709.22.1.038-046.oar>