



**UNIVERSIDAD POPULAR AUTÓNOMA DEL ESTADO DE
PUEBLA**

**Facultad de Odontología
División de Estudios de Posgrado
Especialidad en ortodoncia y ortopedia maxilofacial**

**Tesis
“Fuerza generada por tensión de resortes Sentalloy y
un módulo elastomérico de dos eslabones de cadena,
estudio comparativo, *in vitro*”**

**Presenta
L.E. Elvia Espinosa Betancourt**

**Para obtener el grado de
Especialista en ortodoncia y ortopedia maxilofacial**

**Asesor disciplinario
M.O. Alejandro Fernández Tamayo**

**Asesor externo
Mtra. Juana Paulina Ramírez Ortega**

H. Puebla de Zaragoza

Enero, 2023



UPAEP – Secretaría General

Dirección General de Apoyos Académicos

Dirección del Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación.

Biblioteca Central - **Karol Wojtyla**

Tesis Digitales Restricciones de uso:

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de textos, imágenes, gráficas, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente de donde la obtuvo mencionando el autor o autores involucrados en el documento.

Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

A Dios

A mis padres

A mis hermanos

A Inés, Soco, Pao, Rebe y Ram

A Brian <3

A mis profesores, especialmente al Mtro. Alejandro F.T. y a Mtra. Juana
Paulina R.O.

A Neo

A mis amigos

Índice

Resumen	5
Marco Teórico.....	6
<i>Mecánica de cierre.....</i>	<i>7</i>
Mecánica sin fricción	7
Mecánica con fricción	8
Obstáculos en el cierre de espacios.....	8
<i>Nivel de fuerza</i>	<i>9</i>
<i>Fuerza intermitente o continua</i>	<i>11</i>
<i>Níquel-Titanio (Ni-Ti)</i>	<i>13</i>
Memoria de Forma.....	13
Nitinol en ortodoncia.....	15
<i>Sentalloy.....</i>	<i>15</i>
Resortes cerrados de Sentalloy	19
Aplicaciones en la clínica	19
<i>Elastómeros</i>	<i>21</i>
<i>Cadenas elastoméricas</i>	<i>22</i>
<i>Activación de un material</i>	<i>25</i>
Retroligaduras activas.....	25
Planteamiento del problema.....	27
Pregunta de Investigación	28
Justificación	29
Hipótesis.....	30
Objetivos	31
<i>Objetivo General.....</i>	<i>31</i>
<i>Objetivos Específicos.....</i>	<i>31</i>
Diseño del estudio y metodología	32
<i>Tipo de estudio.....</i>	<i>32</i>
<i>Universo de estudio</i>	<i>32</i>
<i>Tipo de muestreo</i>	<i>32</i>
<i>Métodos de muestreo.....</i>	<i>32</i>
<i>Tamaño de la muestra</i>	<i>32</i>

<i>Criterios de selección</i>	33
<i>Recursos</i>	34
Recursos Humanos	34
Recursos Materiales.....	34
Variables del estudio	35
Tabla 1. Variables del estudio	37
Descripción general del estudio	39
<i>Método de medición</i>	40
Resultados	42
Tabla 2. Resortes Sentalloy	43
Tabla 3. Cadena cerrada	44
Aspectos éticos	45
Análisis estadístico	45
Discusión	47
Conclusiones	49
Bibliografía	51

Resumen

La ortodoncia como ciencia ha evolucionado a la par de la tecnología en el aspecto del desarrollo de productos que facilitan la terapéutica, presentando mejoras en sus propiedades, tal es el caso de los aditamentos para el cierre de espacios que prometen entregar un nivel de fuerza ideal al ser estirados. Pocas investigaciones se centran en la comparación de la generación de fuerza de dos materiales, relacionada con la longitud de activación de los mismos. En el presente estudio se hicieron pruebas con la finalidad de tener más información al respecto de un par de ellos que son ampliamente conocidos y empleados durante el tratamiento ortodóncico.

Objetivo

Comparar las fuerzas generadas en la activación de resortes cerrados de Sentalloy GAC® y un módulo elastomérico de dos eslabones de cadena cerrada Borgatta®

Material y métodos

Se llevó a cabo un estudio *in vitro*, cuya muestra se dividió en dos grupos: uno con 20 resortes Sentalloy GAC® y otro con 20 módulos elastoméricos de dos eslabones de cadena cerrada Borgatta®, activándolos a una longitud de 15 mm y 12 mm respectivamente. La medición de las 40 unidades en total se llevó a cabo en una maquina INSTRON modelo 5567, a una temperatura de 22°C y a una velocidad de 5 mm/ min. Los datos resultantes se analizaron mediante de la prueba Mann-Whitney.

Resultados

La distribución de la *mediana* para el grupo de resortes fue de 224 gf/cm² con una DE± 51 y para el grupo de cadenas cerradas fue de 760 gf/cm² con una DE± 30.

Conclusiones

En la fuerza generada por los dos grupos existe una diferencia significativa de: $P=<0.001$.

Palabras clave

Resortes cerrados Sentalloy, cadena elastomérica, GAC, Borgatta, tensión, nivel de fuerza.

Marco Teórico

La ortodoncia, como ciencia en constante evolución, ha empleado múltiples métodos para lograr movimientos dentales con el objetivo de promover una terapéutica cada vez más eficiente. El complejo “estímulo-respuesta”, supone la entrega de fuerzas al diente a través de: alambres, resortes, elásticos (entre otros) que permiten el movimiento dental a través del hueso alveolar.

Después de concluir la fase de alineación y nivelación, el tratamiento de ortodoncia precisa a menudo del cierre de espacios. El conocimiento de la magnitud de fuerza generada por los aditamentos de uso común para ese propósito permitirá al clínico elegir el más adecuado a cada caso particular, disminuir efectos indeseados, alcanzar un objetivo pronto y controlado dando como resultado la optimización de la terapéutica.

En la práctica diaria es un gran desafío lograr objetivos ideales en el mínimo de tiempo, sobre todo en casos de extracciones dentales, y ya que el cierre de espacios es una habilidad básica para el ortodoncista, resulta esencial reforzar los conocimientos referentes a los factores que intervienen en la mecánica del tratamiento: desde el diseño del bracket, su colocación, selección de arcos hasta considerar los niveles de fuerza(1).

Es preciso recordar que Angle describió las maloclusiones para tratarlas, pero fue Tweed(2) quién dio una perspectiva nueva a la ortodoncia, al establecer que “cuando hay una discrepancia entre el patrón dental y el hueso basal existente, es mucho mejor extraer las piezas dentales para traer un equilibrio... así nuestros pacientes serán beneficiados por un acercamiento mayor a la normooclusión”, y fue gracias a su *filosofía de extracciones* que en 1940 incrementó la necesidad del cierre de espacios, y el estudio del sistema generado por dicha mecánica.

En 1945 Openheim hizo una gran contribución al indicar que “la aplicación de una fuerza artificial en un aparato ortodóncico debe ser considerada como una agresión la cual debe mantenerse dentro del rango de tolerancia tisular” (3).

Como ya se ha mencionado, es frecuente que en la terapéutica ortodóncica, para lograr los objetivos deseados de una oclusión ideal, se realicen extracciones, usualmente de premolares, que, según los autores de la técnica MBT proporcionan varios beneficios específicos(1):

- Alivio de apiñamiento para conseguir estabilidad de la dentición.
- Corrección de overjet con la retracción de incisivos Clase II/I.
- Retracción de incisivos inferiores para la corrección de Clase III.
- Retracción de incisivos superiores e inferiores para la mejora del perfil facial o la oclusión en biprotrusiones maxilares.
- Mesializar molares aumentando el espacio para la erupción de los terceros molares.

Mecánica de cierre

Varios autores como Barraga, Kahlon y cols., Monini y cols. establecen que el cierre de espacios puede realizarse básicamente de dos formas(4–6):

Mecánica sin fricción

Solo sucede con los arcos de cierre, en los que se crean dobleces o ansas en arcos de Acero Inoxidable(SS) o Titanio Molibdeno(TMA). Tiene la ventaja de un óptimo control de las inclinaciones y por otro lado, la desventaja de requerir una reactivación periódica y bien refinada además de que causa diversas molestias en el paciente.

Mecánica con fricción

Consiste en desplazar los brackets y tubos al deslizarlos por el alambre. Se emplean resortes de Níquel-Titanio (NiTi), de Sentalloy, retroligaduras activas o cadena elastomérica, que generan un *momento* sobre el diente que a la vez causa una inclinación inicial de la corona y más tarde el enderezamiento de la raíz.

Entre sus principales ventajas podemos nombrar: la utilización de arcos simples, un tiempo de tratamiento más corto y menores molestias referidas por los pacientes(7). Otro gran atractivo de éste tipo de mecánica es su simplicidad. Resulta muy efectiva en ranuras 0.022 x 0.028 en combinación con arcos 0.019 x 0.025 y debería proporcionar resultados predecibles debido a que el arco es un auxiliar para mantener el plano oclusal(7,8). Para iniciar el cierre se requiere una excelente alineación y nivelación de todos los dientes para disminuir la fricción(8).

Da Costa determinó que el 63.8% de los especialistas prefieren la técnica basada en mecánica de deslizamiento para el cierre de espacios(6).

Sin embargo también tiene desventajas, entre ellas, la alta probabilidad de provocar inclinación de los dientes, así como la fricción generada en la interfase bracket-arco-ligadura que podría comprometer la eficiencia clínica, pues debe considerarse que está condicionada por el ancho de la ranura del bracket, el calibre del arco, el material del alambre, el tipo de ligadura y la distancia entre brackets y cadenas(4,9,10).

Obstáculos en el cierre de espacios

Es posible que se presenten inconvenientes al momento de llevar a cabo el cierre de espacios, conocerlos nos ayudará a evitarlos, McLaughlin y cols. proporcionan la información al respecto(1):

- **Nivelación inadecuada**- los arcos rectangulares requieren al menos un mes en boca con ligaduras distales pasivas para asegurar la nivelación y libertad respecto al torque en los segmentos posteriores. Es preciso controlar la sobremordida antes de cerrar los espacios.
- **Brackets estropeados**- es necesario asegurar que los brackets y tubos estén íntegros.
- **Interferencias con dientes antagonistas**- es imprescindible comprobar la oclusión detenidamente. El empleo de calibradores para posicionar los brackets ha reducido estos errores y raramente las interferencias representan un obstáculo.
- **Resistencia de los tejidos blandos**- la hipertrofia gingival a nivel de espacio de extracción puede interferir y evitar el cierre, así como los diastemas entre centrales. Se debe cuidar la higiene oral y procurar dar tiempo al cierre. En algunos casos es posible requerir resección quirúrgica.
- **Niveles incorrectos de fuerza**- a mayores niveles, se provocan inclinaciones, aumenta la fricción y como consecuencia se evita el cierre de espacio, la fuerza inadecuada podría causar un cierre de espacio lento o inexistente. Por esta razón, la magnitud de fuerza debe estar equilibrada con la dimensión del arco y con su rigidez, para minimizar en lo posible la fricción.

Nivel de fuerza

Ya establecimos que al mover un diente intervienen diversos factores que como ortodoncistas debemos considerar, uno de ellos es la *cantidad de fuerza* que aplicamos para lograrlo. La gran vascularización existente en el ligamento periodontal tiene entre sus funciones la de llevar y proporcionar

monocitos granulocitos a las zonas estimuladas del ligamento, tales células tienen la importante misión de remover células dañadas y muertas, tejido de reparación y remodelación ósea, y también podrían convertirse en precursores de osteoclastos en el ligamento según Sato y cols.(11,12). Una estimulación mecánica como la implícita en el tratamiento ortodóncico puede generar cambios en el movimiento de células sanguíneas blancas, de ahí surge el interés de cuidar el nivel de fuerza aplicado. Debido a la gran polémica en el uso de fuerzas pesadas o ligeras en el movimiento dental ortodóncico Jaraback(12) empleó alambres de SS en sus estudios para establecer los valores numéricos óptimos (Figura 1), sin embargo, en esa época eran los únicos materiales con los que se contaba.

Valores numéricos para un Movimiento Dental Óptimo			
Diente	Raíces Cortas	Raíces Cortas	Raíces Largas
Incisivos Inferiores	50~55 g	55~65 g	65~70 g
Caninos Inferiores	85~95 g	95~110 g	110~130 g
Premolares Inferiores	70~80 g	80~90 g	90~100 g
Primeros Molares Superiores	280~300 g	300~320 g	320~360 g
Incisivos Centrales Superiores	65~75 g	75~85 g	85~95 g
Incisivos Laterales Superiores	60~65 g	65~70 g	70~80 g
Caninos Superiores	105~115 g	115~130 g	130~170 g
Premolares con una Raíz	85~100 g	100~115 g	115~135 g
Premolares Multiraíces	100~110 g	120~130 g	130~140 g
Primeros Molares Inferiores	230~250 g	250~270 g	270~320 g

Figura 1. Valores numéricos para un movimiento dental óptimo. *Figura reimpressa con permiso de Ze'ev Davidovitch DMD.*

* Teramoto A. The Inside Story of superelasticity Estados Unidos de América: GAC 2005

Warita(12,13) definió "fuerza pesada" como la que ocluye el flujo sanguíneo de la microvascularización y "fuerza ligera" a la que no lo hace (1990).

lida y cols.(12,14) realizaron estudios en la bolsa de carrillos de hámsters donde observaron la microvascularización intravital y mencionan que en el caso de la estimulación histológica, empleando la *fuerza pesada* se mostraron *lesiones en las venas de las células endoteliales*, y en el caso de *estimulación ligera* se reveló un *incremento en la permeabilidad aún bajo presión*, concluyendo que tal aumento debe ser un factor en la reacción del tejido a la estimulación mecánica en vivo, y por lo tanto, su diferencia podría determinar la calidad del tejido de remodelación.

Se ha comprobado con base en la experiencia clínica, que las *fuerzas ligeras* producen movimientos más favorables con muy pocos efectos adversos como trauma periodontal o resorción radicular, y la tendencia al aumento indeseado de la sobremordida, logrando una mecánica de deslizamiento más efectiva, consecuentemente una mejora en el cierre de espacios.

Para McLaughlin y cols. una fuerza entre 150-200 g es tan efectiva que permite un cierre de espacios idóneo, y lo realizan con el uso de ligaduras distales activas(1). Cabe agregar que además de proporcionar un adecuado control de rotaciones, inclinaciones y torque, las fuerzas ligeras, permiten un cierre de espacios de un milímetro por mes según Dixon y cols.(15).

Fuerza intermitente o continua

En el carrillo de un hámster lida y cols.(16) analizaron una vena capilar y demostraron que en la zona que rodea la compresión, inducida por una *fuerza continua*, las células blancas superan en número a las endoteliales, y lo hacen progresivamente, alcanzando el punto máximo entre los treinta y cuarenta minutos después de su aplicación, mientras que en el caso de *fuerzas intermitentes* las células blancas se incrementan, pero la cantidad es menor.

Concluyeron que solo en casos de *compresión continua* las células blancas migran al espacio extravascular. Este factor es de gran interés, ya que, si son precursoras de osteoclastos en el ligamento periodontal, su función es vital para la remodelación que ocurre durante el movimiento ortodóncico.

Nagao y cols.(17) evaluaron la eficiencia de los resortes cerrados de *Sentalloy* en comparación con un resorte cerrado de Elgiloy. Aplicaron una *fuerza continua* y distalizaron los caninos en gatos adultos, con un nivel de 50 y 100 g de fuerza a lo largo de 7, 14 y 28 días. En microscopio e imágenes tridimensionales en computadora se obtuvieron las siguientes observaciones:

- Aplicar fuerzas continuas es eficiente para reubicar el diente, pero las cargas pesadas favorecen la resorción radicular.
- En un período de 28 días los osteoclastos, involucrados en una resorción ósea directa, se distribuyeron ampliamente desde la raíz hasta la cresta alveolar.
- En el caso de los resortes cerrados Elgiloy R, los osteoclastos se mostraron en zonas más localizadas, ya que la fuerza era dispersa.

En su estudio se llega a sugerir que una fuerza ligera es ideal para el movimiento dental en ortodoncia, ya que se requiere *resorción* y *aposisión* óseas alrededor de la porción radicular dentaria, y ambos procesos deberán coordinarse para conservar el diente fijo dentro del proceso alveolar.

En ortodoncia gracias a la aparición de *Sentalloy*, se tiene la posibilidad de emplear fuerzas ligeras y continuas para la terapéutica desde 1986(12).

Níquel-Titanio (Ni-Ti)

Los avances en la tecnología de los arcos dentales han proporcionado mejoras al tratamiento ortodóncico, aminorando el tiempo del paciente en sillón dental. Existen muchas aleaciones Ni Ti, por esa razón y también para visualizar su gran potencial clínico, es imprescindible conocer un poco más acerca de ellos:

La aleación de Ni Ti es la más útil de todas las que tienen memoria, es única debido al nivel de fuerza que expresa al calentarse, resistencia a la corrosión, biocompatibilidad y costo de fabricación.

William J. Buehler(1958)(18), metalúrgico del Naval Ordnance Laboratory (NOL), trabajaba en un proyecto de investigación aerodinámico para hallar un material adecuado para el cono del misil SUBROC, que soportara las condiciones de reentrada. Al probar varias aleaciones, notó que la de Ni Ti se comportaba distinto a las demás y la nombró **NITINOL (Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory)** acrónimo usado para describir a la familia genérica de aleaciones de Ni Ti.

Memoria de Forma

Frederick E. Wang(12) se unió a esa investigación y descubrió los cambios atómicos estructurales que hacen única a esta aleación, los cuales surgen a partir de las fases de transformación de estado sólido a sólido por temperatura:

- **Austenita**, fase de origen sólida atómicamente que existe a temperatura alta (llamada así por Sir Williams Chandler Roberts-Austen, 1843-1902).

- **Martensita**, fase existente a bajas temperaturas (cuyo nombre fue dado en honor al metalúrgico alemán Adolf Martens, 1850-1914).

El Nitinol pasa de fase austenita a martensita (transición) a través de un rango de temperatura o en situaciones especiales con la aplicación de tensión-estiramiento. El intervalo de transición de temperatura (TTR-Range Transition Temperature) va de -50°C a 166°C , de acuerdo a la proporción que tenga de níquel-titanio. El cambio en la forma del metal no es evidente a simple vista, todo ocurre a nivel atómico (Figura 2).

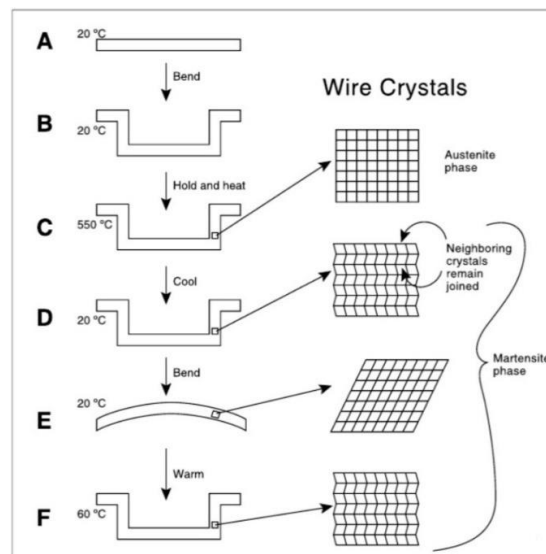


Figura 2. Cristales con buenos vecinos.

A, B y C: El alambre de Nitinol es tratado en alta temperatura para establecer su forma original.

D: Cuando el Nitinol se enfría, la fase cambia de *Austenita* a *Martensita*. Y ya que los cristales martensíticos son ligeramente flexibles, se pueden deformar para acomodar el doblez del alambre.

E: Permanecen unidos a sus cristales vecinos

F: Los cristales martensíticos se revierten a su forma indeformable y mágicamente el alambre se desdobla.

* Teramoto A. The Inside Story of superelasticity U.S.A: Dentsply GAC 2010

En un metal sin memoria, la deformación se absorbe en el reacomodo de los cristales y es imposible colocarlos en su posición original, mientras que en el **Nitinol** los cristales permanecen en su lugar, es decir, los átomos en los

cristales de metal se reacomodan por sí mismos, logrando la recuperación de la forma original del objeto distorsionado.

Nitinol en ortodoncia

En 1976 el Dr. George Andreasen desarrolló la primera aleación de Ni Ti en ortodoncia, introduciéndola como arco, y la llamó: “alambre con memoria” porque regresaba a su forma original, dos años después escribió un artículo donde mencionaba por vez primera términos como: “menor tiempo de tratamiento”, “más comodidad para el paciente” (fuerzas ligeras) y “menos cambios de arco.”

Sentalloy

Sus orígenes datan de 1985 por Miura y cols. (19) con el propósito fundamental de establecer el “concepto ideal de movimiento dental”. El Dr. Miura desarrolla el **Sentalloy** en 1986, siendo el primer alambre cuya propiedad exclusiva es la *superelasticidad*(12,19).

Acrónimo de los dos elementos básicos de ésta aleación: Níquel y Titanio, y en donde los valores de estiramiento permanecen constantes a cierto punto de deformación del alambre. Su característica principal es el gran potencial para generar una *fuerza constante y ligera* en un período largo de tiempo, durante la desactivación del alambre, ocasionando el menor daño tisular en el transcurso del movimiento dental.

Miura establece que las aleaciones de Ni Ti japonés(Sentalloy) poseen tres propiedades fundamentales que las hacen únicas en ortodoncia(19–21):

- **Recuperación elástica**
- **Memoria de forma:** capacidad del material de volver a su forma inicial mediante las fases de transformación por temperatura.

- **Superelasticidad:** es una propiedad única, se refiere al fenómeno en el que se presentan valores constantes de tensión en el alambre, hasta cierto punto de deformación.

Es así que **Sentalloy** brinda la capacidad de entregar una *fuerza ideal* que hace posible dirigir un movimiento dental a lo largo del tratamiento ortodóncico sin dañar a los tejidos que rodean al diente.

El tratamiento térmico en sales de nitrato, al que se somete esta aleación, permitirá cambiar la forma de los arcos y controlar la magnitud de fuerza que generan estos alambres.(12)

En un estudio de carga-deflexión (21), se seleccionaron alambres redondos 0.016 de Acero Inoxidable (SS), Níquel-Cromo-Cobalto(Ni-Cr-Co), Níquel-Titanio de trabajo endurecido(Nitinol) y Ni Ti superelástico (Sentalloy), se simuló la cavidad oral en una cámara con control de temperatura a 37°C. El punto medio del alambre se flexionó 2 mm a una velocidad de 0.1 mm/ min, bajo la presión de un poste metálico de 5 mm de diámetro (Figura 3).

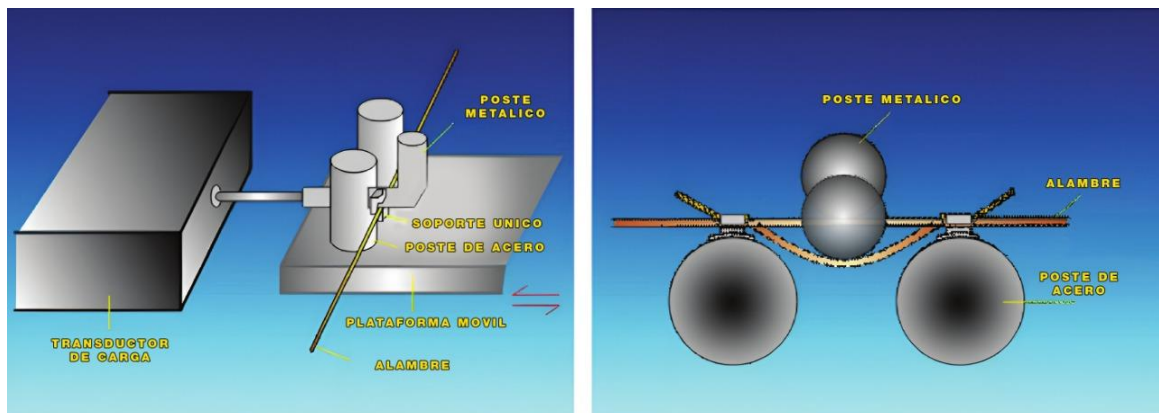


Figura 3

* Teramoto A. The Inside Story of superelasticity U.S.A: Dentsply GAC 2010

Los hallazgos muestran que ambos alambres, tanto el de SS como el de Co-Cr-Ni mostraron una relación lineal en la curva de carga-deflexión. A los 2 mm de deflexión, la carga se registró cerca de 1300 g y en la fase de desactivación mostraron una deformación permanente (Fig. 4).

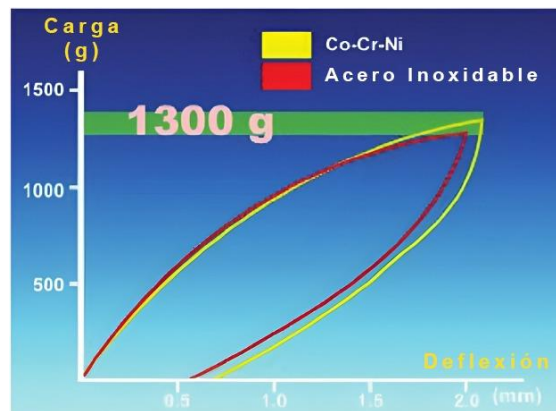


Figura 4

*Teramoto A. The Inside Story of superelasticity U.S.A: Dentsply GAC 2010

La curva de carga deflexión del Nitinol se mostró casi lineal, y cuando se alcanzó la deflexión de 2.0 mm la carga fue de 790 g (Figura 5).

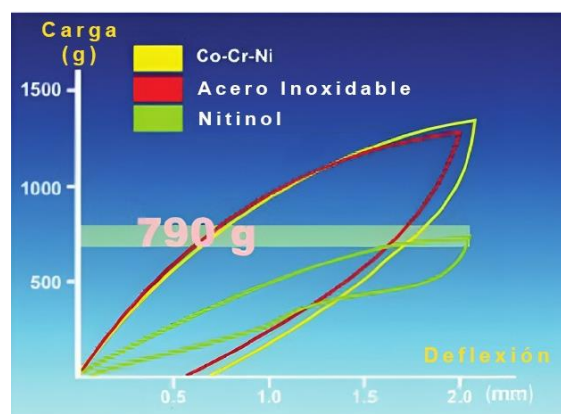


Figura 5

* Teramoto A. The Inside Story of superelasticity U.S.A: Dentsply GAC 2010

Sentalloy a la activación de 2.0 mm, generó fuerzas de 650 g, y durante la desactivación, cuando la deflexión disminuyó a 1 mm: de 1.6-0.6 mm la carga, las fuerzas generadas se redujeron a valores entre 250 y 350 g (Figura 6).

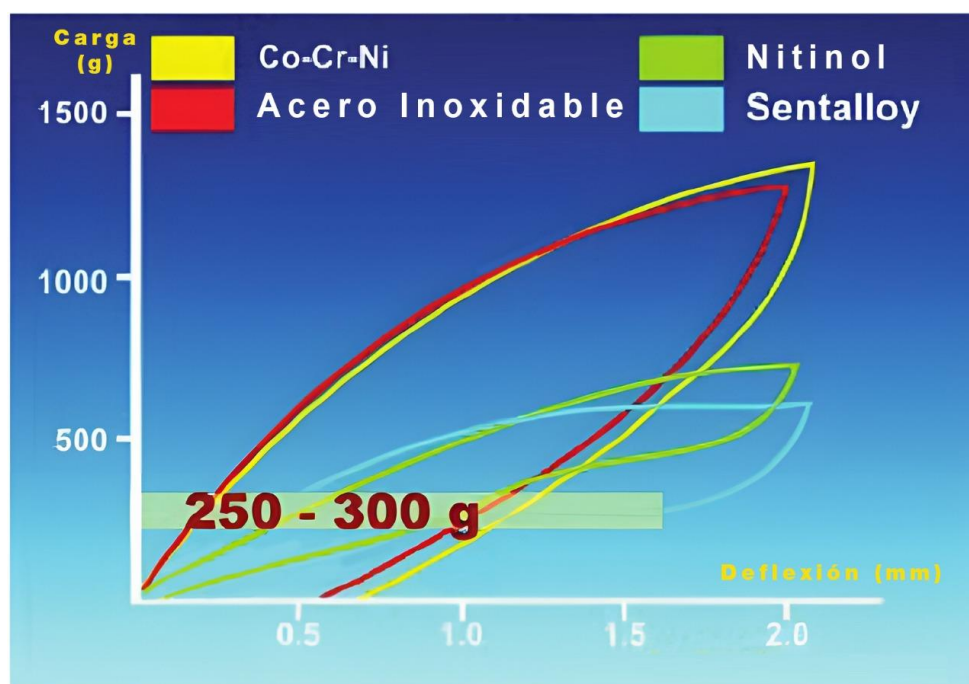


Figura 6

* Teramoto A. The Inside Story of superelasticity U.S.A: Dentsply GAC 2010

En este estudio se observan las propiedades *superelásticas* del Sentalloy, a diferencia de las otras aleaciones, ya que entrega fuerzas continuas por largos periodos durante la fase de desactivación. En conclusión, es compatible fisiológicamente con el movimiento dental.

Una vez demostradas las propiedades superiores de esta aleación, existieron razones suficientes para creer que, en resortes hechos del mismo material, también se podrían obtener dichas propiedades, motivo por el cual se iniciaron las investigaciones de resortes cerrados y abiertos.

Resortes cerrados de Sentalloy

Los resortes cerrados de Sentalloy son capaces de generar una fuerza ligera y continua, que hace posible el movimiento dental, sin ocasionar daños al periodonto. Al llegar a la temperatura corporal se activan la *fuerza continua* y la *memoria de forma*.

Los resortes con dos ojales cuya longitud inicial es de 3 mm inactivo (Figura 7A) pueden activarse hasta 15 mm sin sufrir una deformación o cambiar su nivel de fuerza(12).

Los ojales van soldados al resorte por medio de rayo láser, y ya que no están enrollados como otros, colocarlos es mucho más fácil(12)(Figura 7B).

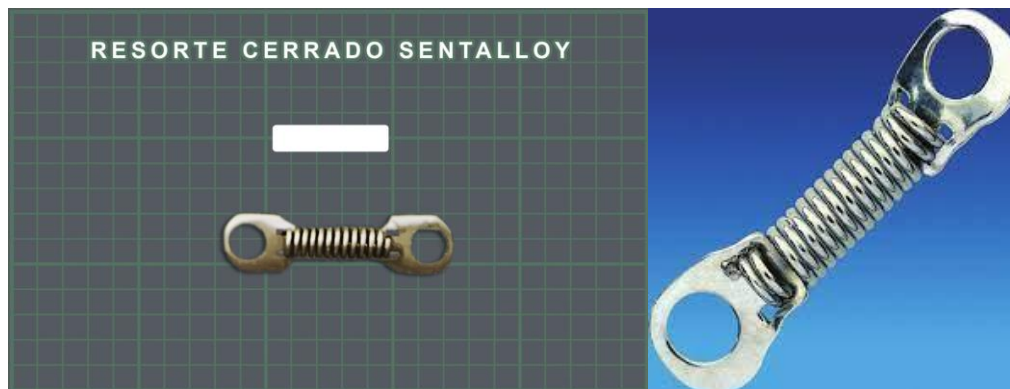


Figura 7. A | B

* Teramoto A. The Inside Story of superelasticity U.S.A: Dentsply GAC 2010

Aplicaciones en la clínica

Retracción de caninos: Un resorte cerrado superelástico entre 120 y 130 g se colocó para retraer un canino y la parte distal se conectó al gancho molar, la retracción distal del canino se completó en 5 meses(12).

Retracción anterior/posterior: Al usar estos resortes se posibilita retraer el segmento de los dientes anteriores. Su fuerza generada está programada para

vencer la resistencia de las raíces y obtener resultados iguales con alambres rectangulares. Como consecuencia al cerrar espacios se experimentará mayor control en el paralelismo de las raíces(12).

Melsen y cols.(22) probaron varios resortes cerrados de seis diferentes fabricantes, de los cuales, solo el ligero (100 g) y el medio (150 g) de Sentalloy GAC® demostraron propiedades superelásticas a temperatura ambiente. Por lo tanto, se esperan mejores resultados de fuerza generada por los resortes de 150 g. Además, es importante tomar en cuenta que no deben estirarse más allá de las recomendaciones del fabricante (Fig. 8)

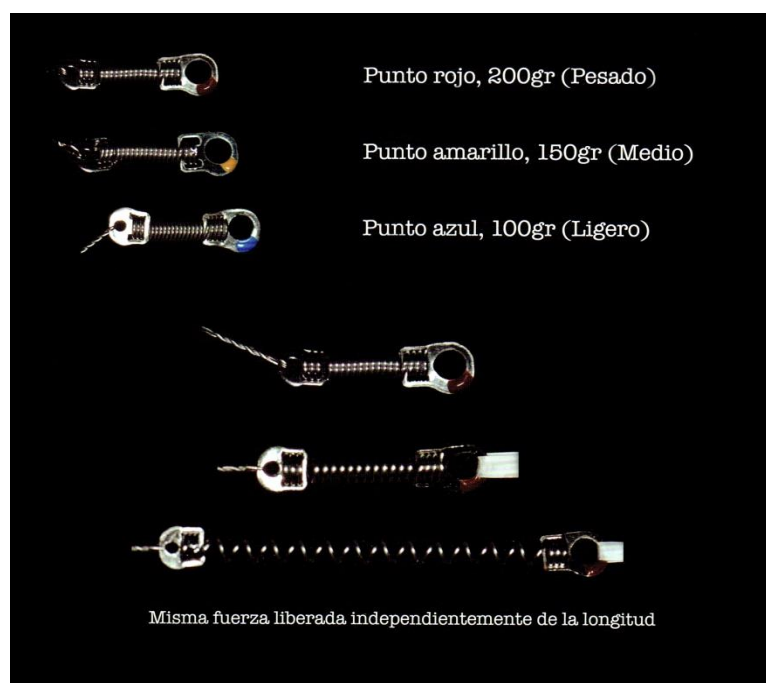


Figura 8. Tipos de resortes Sentalloy GAC®

*Secchi A.G. Sistema CCO: Principios y Técnica 3ª ed. 2013

Maganzini y cols.(23), al examinar in vitro 14 diferentes tipos de resortes cerrados de Ni Ti de diferentes compañías, concluyen que la mayoría no exhibía desactivación de fuerza o sobrepasaba el nivel pico de fuerzas fisiológicas ideales, por eso eran perfectos para la remodelación ósea.

Y como ya se ha mencionado anteriormente, debido a que las fuerzas más intensas que las recomendadas pueden provocar efectos indeseados Von Fraunholers y cols. (24) sugieren que se prefieren los resortes de Ni Ti cerrados debido a que emplean fuerzas óptimas.

Elastómeros

El término “elastómero” se refiere a cualquier integrante de una clase de materiales poliméricos con la capacidad de recuperar su forma original después de deformarse. De acuerdo a Baty(25) los aditamentos poliméricos pueden ser clasificados en:

- **Elastómeros de látex**, de origen natural, son también llamados *caucho natural*, principalmente se obtiene del árbol *hevea brasiliensis*. La estructura química del caucho natural es el cis-1,4 poliisopropeno, el cual contiene casi 500 unidades de isopropeno(26). Su limitación más importante es la gran sensibilidad a los efectos del ozono, luz solar o ultravioleta que genera grietas, pero para retardar estos efectos y extender la vida útil de los elastómeros, se les añaden antioxidantes y antiozonantes.
- **Elastómeros de poliuretano**, químicamente son polímeros (sustancias formadas de muchas moléculas que constituyen una cadena compuesta de monómeros), también llamados cauchos sintéticos, poseen en mayor o menor grado las propiedades del caucho natural, por esta razón algunos prefieren llamarlos “sustitutos del caucho o elastómeros”. Es información

secreta de cada casa comercial, la composición química y nivel de calidad de las materias primas que componen a cada elastómero.

El primer elastómero fue el caucho natural, usado probablemente por las civilizaciones Maya o Inca, pero su uso se limitó debido a la fácil pérdida de sus propiedades físicas por la influencia de temperatura y la absorción de agua(27).

Con la vulcanización de Charles Goodyear (1893) se incrementó el uso del hule natural, y los ortodoncistas como Baker, Case y Angle empezaron a emplearlo en sus tratamientos. En 1920, las industrias petroquímicas se desarrollaron y comenzaron a manufacturar bandas de caucho sintético(25,28).

La composición interna de estos materiales se determina por el nivel de tecnología y calidad de las materias primas empleadas en su fabricación(29).

En ortodoncia los elastómeros más usados son los módulos o ligaduras y las cadenas.

Cadenas elastoméricas

Son aditamentos ampliamente utilizados, se colocan en los brackets y ganchos de los tubos. Se exhiben en distintas presentaciones y tamaños(30):

- 1) eslabones continuos, sin filamento de separación
- 2) eslabones unidos por un filamento corto
- 3) eslabones unidos por un filamento largo

Entre sus aplicaciones clínicas encontramos que sirven para: mover los dientes a lo largo del arco, para el control de la rotación del diente, el cierre de espacios y distalización de caninos(25), fijar arcos de ortodoncia a los

brackets, reemplazar ligaduras metálicas, cerrar espacios de extracción, tracción ortodóncica de dientes impactados, corregir desviación de la línea media. Son prácticas, eficientes y están disponibles en una gran variedad de colores. De fácil colocación y también son cómodas para el paciente(29–31).

En la actualidad las cadenas elastoméricas se prefieren de poliuretano debido a las ventajas que presentan en sus propiedades(29):

- Biocompatibilidad
- Mayor y mejor resistencia tensil
- Buen módulo elástico
- Mayor resistencia a la abrasión
- Además, son de bajo costo
- Elasticidad ” definida como la capacidad de regresar a la forma inicial, después de sufrir deformaciones(31)

Sin embargo también presentan desventajas, pues al colocarlas en el medio oral absorben agua y saliva, ocasionando pigmentaciones y daños en sus enlaces moleculares, esto se traduce en *deformación permanente* y *pérdida de fuerza*, por consiguiente la efectividad disminuye progresivamente(31). Existen estudios que demuestran que las fuerzas entregadas por las cadenas no son constantes en un período largo de tiempo(Baty, De Genova, Wong, Josell)(25,26,31,32).

Además de las condiciones biológicas en la cavidad oral, los cambios de temperatura disminuyen la fuerza entre 7 y 10 g(30). Otro aspecto a considerar es el estiramiento constante al que se someten, es decir, que si se supera su “*límite elástico*” (definido como la tensión máxima que un material elástico puede soportar sin sufrir deformaciones permanentes) la cadena

experimenta un cambio irreversible y al retirar las cargas, por lo tanto, no recupera su forma inicial(26).

De acuerdo a estudios *in vitro*, la fuerza entregada por las cadenas elastoméricas es poco constante, y se va degradando progresivamente a lo largo del tiempo, perdiendo la mayor cantidad dentro de la primera hora y en las siguientes 2 a 4 semanas la fuerza es aún menor(32).

Uribe(30) menciona que en otros estudios, al cabo de 24 horas se pudo determinar la pérdida de fuerza de cadenas sintéticas de un 60-74%, si se comparan con las del látex cuya pérdida de fuerza es del 42%.

Añade que las cadenas cerradas o de filamento corto pierden menos fuerza que las de filamento largo o abiertas y que ninguna cadena elastomérica es capaz de producir una fuerza continua por un período prolongado de tiempo.

Según Sonis y cols. (33) en 1986, concluyeron que las cadenas pierden 75% de la fuerza en las primeras 72 horas de uso.

Otros autores como Baty, De Genova y Rock reportan que, a los 30 minutos de ser colocadas en la boca, ya existe degradación de fuerza en las cadenas y que a las 24 h es del 50-70%, queda un remanente del 30-40% aproximadamente durante las siguientes 4 semanas(25,31,34).

Rock y cols. determinaron que las cadenas elastoméricas que se colocan con una fuerza aproximada de 300 g presentaban un buen comportamiento elástico; para lograrlo había que extenderlas del 50 al 75% de su longitud original y que cuando se sobrepasa esta fuerza se generaba deformación permanente y la liberación de fuerzas es menos predecible(34).

Activación de un material

Definimos **activación** al proceso por el que un material o mecanismo es deformado por una fuerza, que éste almacena y es capaz de liberar posteriormente.

La curva carga-deformación se comporta de manera distinta entre los metales y los polímeros, y aunque ambos tienen un límite elástico y un punto de fractura, los poliméricos presentan ruptura de algunas uniones moleculares secundarias justo antes de comenzar la zona verdaderamente elástica. Entonces al momento de liberar la carga queda alguna deformación permanente, que puede ir desapareciendo a medida que se reestablecen aquellas uniones secundarias que resistieron.

Analizando el comportamiento elástico entre metales y materiales poliméricos se concluye que, en los segundos, al liberar la carga, la recuperación elástica no es completa(30).

Retroligaduras activas

Las ligaduras distales activas con módulos elásticos resultan ser simples, económicas y cotidianas en la práctica clínica. Se hacen con un módulo elástico, y se distiende entre 2-3 mm o hasta el doble de su tamaño no distendido y genera una fuerza de 50-100 g según McLaughlin y cols. (1).

La fuerza proporcionada por los módulos varía según el tipo que se utilice, la cantidad de estiramiento que haya sufrido antes de colocarlo y cuanto se estira al momento de colocarlo. A pesar de estas variaciones en la técnica y en los niveles de fuerza, se ha establecido que las ligaduras distales elásticas logran un buen cierre de espacio(1).

Cadena elastomérica activa en una retroligadura

Clínicamente se emplean del siguiente modo: colocación del arco 0.019 x 0.025 de acero ligado a todos los brackets con módulos o ligaduras metálicas.

El par de eslabones se introduce en el gancho del primer o segundo molar; previamente se coloca una ligadura de 0,010", para su activación se tensa hasta que alcanza los 12 mm, ésta ligadura se cambia cada 8-10 semanas para su reactivación (Fig. 9).

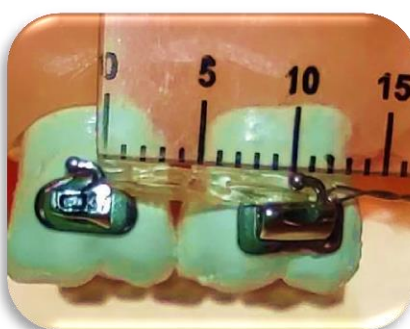


Figura 9. Activación de la cadena a 12 mm de longitud

Las pruebas in vitro y la clínica son complementarias entre sí, respecto a las primeras, su valor reside en determinar la fuerza que se está generando por los aditamentos de uso común del clínico, conocimiento que nos permitirá esclarecer el nivel de fuerza que estamos aplicando en nuestros pacientes al cierre de espacios y si verdaderamente coincide con lo que nos refiere el fabricante, a la vez que se puede dar lugar a más pruebas sobre los aditamentos de uso más común.

Planteamiento del problema

En el tratamiento ortodóncico es muy común la extracción dental, para obtener espacio que permita mover los dientes a su posición ideal, esto implica el cierre del espacio residual para el que se sugiere el uso de aditamentos que proporcionen fuerzas óptimas.

Existe gran variedad de métodos de cierre, pero encontramos que las retroligaduras con resortes Sentalloy y cadena elastomérica son de uso común (sobre todo éstas últimas, ya que su costo es muy accesible) por lo que es imperativo para el clínico conocer la cantidad de fuerza generada por los mismos.

Pregunta de Investigación

¿Cuál es la magnitud de fuerza generada en 15 mm de activación de los resortes de Sentalloy comparada con la generada en 12 mm de activación de un módulo elastomérico de dos eslabones de cadena cerrada?

Justificación

El presente estudio tiene como propósito, comparar la magnitud de fuerza generada en la activación de dos aditamentos de uso común por el ortodoncista: los resortes cerrados de Sentalloy y un módulo elastomérico de dos eslabones de cadena cerrada, para determinar cuál de los dos genera una fuerza inicial más cercana a la óptima reportada en la literatura, que logre el movimiento dental y resulte en una mejor respuesta clínica sin daños al periodonto.

Si el presente demuestra niveles de fuerza equiparables entre sí, resultaría mucho más económico el manejo de cierre de espacios, con el módulo elastomérico de dos eslabones de cadena cerrada, empleado en las retroligaduras activas, ya que representa la mejor opción analizando el costo-beneficio.

Hipótesis

H1- La fuerza generada por activación de resortes Sentalloy es menor a la generada por el módulo elastomérico de dos eslabones de cadena cerrada.

H2- La fuerza generada por activación de resortes Sentalloy es mayor a la generada por el módulo elastomérico de dos eslabones de cadena cerrada.

H3- La fuerza generada por activación de resortes Sentalloy es igual a la generada por el módulo elastomérico de dos eslabones de cadena cerrada.

Objetivos

Objetivo General

Comparar *in vitro* la fuerza generada en la activación de dos aditamentos de cierre de espacios: resortes de Sentalloy GAC® y un módulo elastomérico de dos eslabones de cadena cerrada Borgatta®.

Objetivos Específicos

1. Determinar la cantidad de fuerza generada a los 15 mm de activación de los resortes Sentalloy GAC® de 3 mm calibrados a 150 g (punto amarillo).
2. Determinar la cantidad de fuerza generada en los 12 mm de activación de un módulo elastomérico de dos eslabones de cadena cerrada Borgatta®.
3. Comparar los resultados de la fuerza generada en la activación de los resortes de Sentalloy GAC® con la fuerza generada en la activación del módulo elastomérico de dos eslabones de cadena cerrada Borgatta®.

Diseño del estudio y metodología

Tipo de estudio

Cuantitativo, experimental *in vitro*, observacional, transversal y comparativo.

Universo de estudio

Se eligieron los resortes y las cadenas cerradas, para realizar el estudio comparativo *in vitro*, de la fuerza generada por dos aditamentos para el cierre de espacio.

Tipo de muestreo

No probabilístico, conveniente.

Métodos de muestreo

El criterio de selección fue determinado por: uso cotidiano en la clínica.

Las casas comerciales elegidas son:

- Resortes de GAC®
- Cadena cerrada de Borgatta®

Tamaño de la muestra

La muestra estimada fue de 40 en total, un grupo de 20 unidades por cada aditamento.

Criterios de selección

- **Criterios de Inclusión:**

- ✓ Probetas en buen estado
- ✓ Resortes Sentalloy de 3 mm de 150 g(amarillo) nuevos y en buen estado marca GAC®
- ✓ Cadena elastomérica nueva y en buen estado marca BORGATTA®

- **Criterios de exclusión:**

- × Probetas que no cumplan con las características de inclusión
- × Resortes Sentalloy marca GAC® deformados
- × Cadena elastomérica marca BORGATTA® dañada o usada

- **Criterios de eliminación**

- × Resortes de Sentalloy marca GAC® que se rompan
- × Cadena elastomérica marca BORGATTA® que se desgarre

Recursos

Recursos Humanos

- Un operador calibrado para realizar las mediciones en la Máquina Universal de pruebas (INSTRON)

Recursos Materiales

Equipo:

- Máquina Universal de pruebas marca INSTRON
- Cámara fotográfica Nikon
- Computadora de escritorio
- Laptop Lenovo
- Impresora

Instrumentos:

- Pinzas Mathew Lancer
- 2 probetas

Variables del estudio

Fuerza

Se le llama así a cualquier acción física capaz de modificar el estado de movimiento o reposo de un cuerpo, es decir, de imprimirle una aceleración modificando su velocidad. Tiene magnitud, dirección y se representa por un vector(30).

Tensión

Es la fuerza por unidad de área, que actúa sobre millones de átomos o moléculas en un plano determinado de un material. Existen diversos tipos: *fuerza de tracción, fuerza de cizallamiento y fuerza de compresión*. La *tensión elástica* en un material no produce una deformación permanente, por lo contrario, una tensión superior al límite proporcional provoca una deformación irreversible. Siempre que exista tensión inducirá deformación o alargamiento(35).

Resortes de Sentalloy

Aleación termoactiva superelástica, en forma de resorte con dos ojales, que van soldados a cada extremo por medio de rayo láser, eso facilita su colocación, es biocompatible. Los resortes cuya longitud inicial es de 3 mm inactivo, pueden activarse hasta 15 mm sin sufrir una deformación o cambiar su fuerza. Al alcanzar la temperatura corporal, la fuerza continua y la memoria de forma son activadas, y eso hace posible el movimiento dental sin ocasionar problemas periodontales. Entre sus aplicaciones clínicas se enlistan: cierre de espacios, retracción de caninos, retracción anterior/posterior(12).

Cadena elastomérica

Es un aditamento de elastómero ampliamente utilizado, se coloca en los brackets y ganchos de los tubos. Se exhiben en distintas presentaciones y tamaños: 1) eslabones continuos, sin filamento de separación 2) eslabones unidos por un filamento corto 3) eslabones unidos por un filamento largo. Son prácticas, eficientes y están disponibles en una gran variedad de colores. De fácil colocación, son cómodas para el paciente(29–31). Entre sus aplicaciones clínicas encontramos que sirven para: mover los dientes a lo largo del arco, para el control de la rotación del diente, el cierre de espacios y distalización de caninos(25), fijar arcos de ortodoncia a los brackets, reemplazar ligaduras metálicas, cerrar espacios de extracción, tracción ortodóncica de dientes impactados y corrección de la desviación de la línea media(30).

Tabla 1. Variables del estudio

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo	Naturaleza	Unidad de medida
Fuerza	Acción física capaz de modificar el estado de movimiento o reposo de un cuerpo, es decir, de imprimirle una aceleración modificando su velocidad. Tiene magnitud, dirección y se representa por un vector ⁽³⁰⁾ . Se mide en onzas, gramos o Newtons	Medición resultante de la tensión de los resortes y módulos elastómericos de dos eslabones de cadena cerrada en la INSTRON y registrada en el software Merlin.	Independiente	Cuantitativa	Gramos.fuerza/ cm ² (gf/cm ²)
Tensión	Fuerza por unidad de área de la estructura sometida a una fuerza o presión externa. De acuerdo a la naturaleza de la fuerza aplicada puede manifestarse como <i>fuerza de tracción</i> , la cual es provocada por una carga que tiende a estirar o alargar un cuerpo. Siempre que exista tensión inducirá deformación o alargamiento ⁽³⁵⁾ .	En la INSTRON se traccionaran los resortes Sentalloy y los módulos elastomericos de dos eslabones de cadena cerrada hasta alcanzar 15 y 12 mm de longitud respectivamente.	Independiente	Cuantitativa	Kilo Newtons (KN)

Tabla 1. Variables del estudio

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo	Naturaleza	Unidad de medida
Resorte Sentalloy	Aleación termoactiva superelástica en forma de resorte con dos ojales, que van soldados a los extremos por medio de rayo láser, biocompatible, inactivo tiene una longitud inicial de 3 mm calibrado para generar 150 g ⁽¹²⁾	La máquina INSTRON contendrá las probetas donde se colocarán los resortes de Sentalloy	Dependiente	Cuantitativa Continua	
Cadena elastomérica cerrada	Elastómero en forma de eslabones continuos, biocompatible, aditamento ampliamente utilizado, se enganchan a los brackets y ganchos de los tubos. ⁽³⁰⁾	En las probetas contenidas en la INSTRON se colocará el módulo de dos eslabones de cadena cerrada	Dependiente	Cuantitativa Continua	

Descripción general del estudio

Se fabricó un par de probetas con alambre SS 0.040 en forma de gancho y se colocó en medio de las mordazas de la INSTRON (Figura 10).

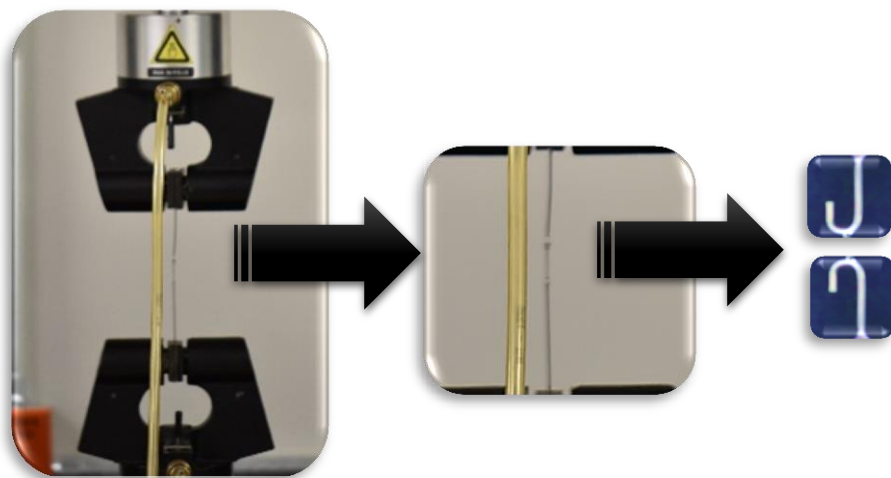


Figura 10. Probetas de alambre en mordazas

Ambas probetas tuvieron el propósito de contener los materiales siguientes:

- 20 resortes Sentalloy de 3 mm de 150g (Punto amarillo. GAC®) (Figura 11)



Figura 11

- 20 módulos elastoméricos de dos eslabones de cadena cerrada color plata (BORGATTA®) (Figura 12)

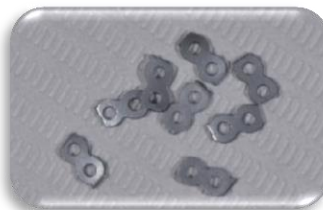


Figura 12

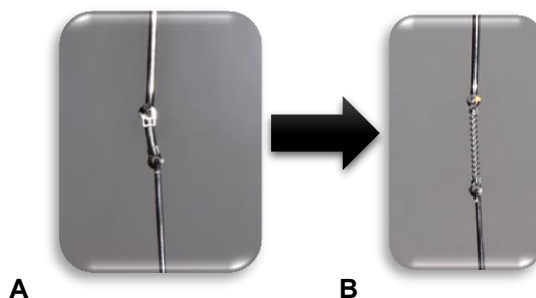
Método de medición

En una máquina universal de pruebas marca INSTRON modelo 5567, a una temperatura ambiente de 22°C y a velocidad de cruceta de 5 mm/ min. se llevó a cabo el siguiente procedimiento para cada muestra:

- **Resorte Sentalloy**

Se insertó un ojal del resorte en cada probeta y se sometió a la fuerza de tensión hasta alcanzar la longitud de 15 milímetros (Figura 13. A y B).

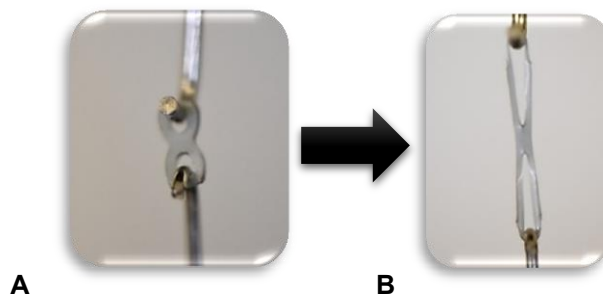
Figura 13. A. Resorte a 0 mm | B. Resorte a 15 mm



- **Módulo elastomérico de dos eslabones de cadena cerrada**

Se insertó cada eslabón en una probeta y se sometió a una fuerza de tracción hasta alcanzar los 12 milímetros. (Figura 14. A y B)

Figura 14. A. Módulo a 0 mm | B. Módulo a 12 mm



Los datos generados por el análisis se capturaron en el software Merlin al momento de ser obtenidos (Figura 15).

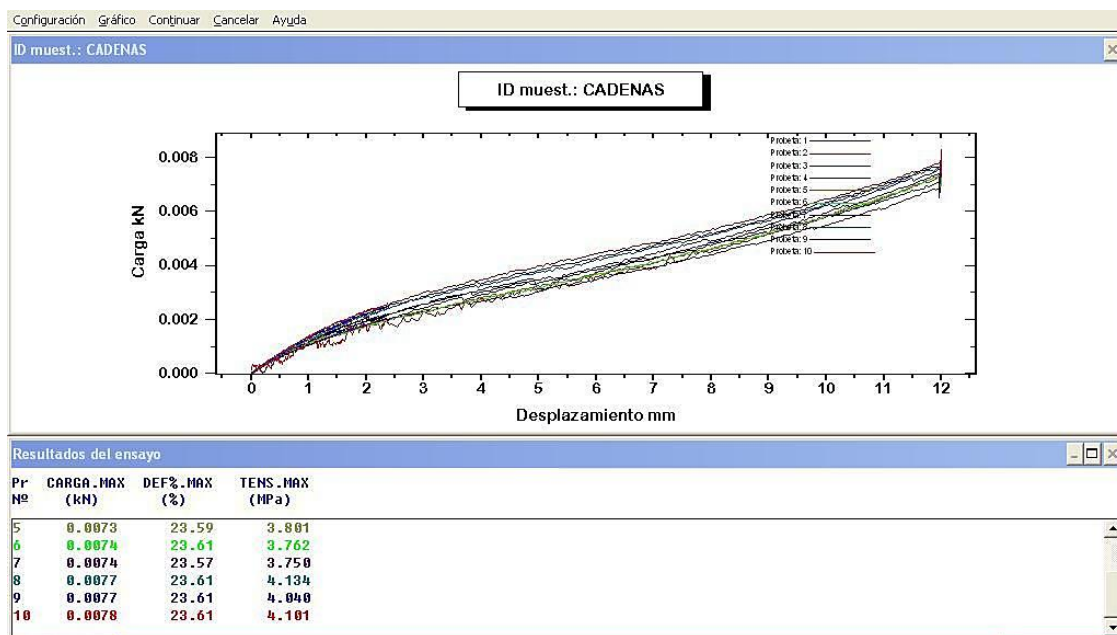


Figura 15

Los datos resultantes de la medición se capturaron en hojas de cálculo en el programa Excel del paquete Office 2016.

Para analizar los datos respecto a otros estudios, se hizo una conversión de Kilonewtons(KN) a gramos fuerza/cm² (gf/cm²).

La información entonces se presentó en términos de media(promedio), mediana, moda y desviación estándar para cada grupo.

Resultados

Al respecto de las 40 muestras seleccionadas, al medir la fuerza de tensión de los resortes y cadenas, se obtuvieron los resultados siguientes:

- El *promedio* para el grupo de resortes fue de 246 gf/cm^2 y para el grupo de cadenas cerradas fue de 767 gf/cm^2 .
- La *moda* para el grupo de resortes fue de 204 gf/cm^2 y para el grupo de cadenas cerradas fue de 785 gf/cm^2 .
- La *mediana* para el grupo de resortes fue de 224 gf/cm^2 y para el grupo de cadenas cerradas fue de 760 gf/cm^2 .
- La *desviación estándar* para el grupo de resortes fue de 51 y para el grupo de cadenas cerradas fue de 30.

Tabla 2. Resortes Sentalloy

Resortes Sentalloy		
Número de probeta	Carga máxima (KN)	Carga máxima (gf/cm2)
1	0.0033	337
2	0.0020	204
3	0.0034	347
4	0.0021	214
5	0.0020	204
6	0.0019	194
7	0.0029	296
8	0.0029	296
9	0.0021	214
10	0.0034	347
11	0.0020	204
12	0.0027	275
13	0.0021	214
14	0.0020	204
15	0.0023	235
16	0.0023	235
17	0.0022	224
18	0.0022	224
19	0.0024	245
20	0.0020	204

Referencia	
KN	gf/cm2
1	101,971

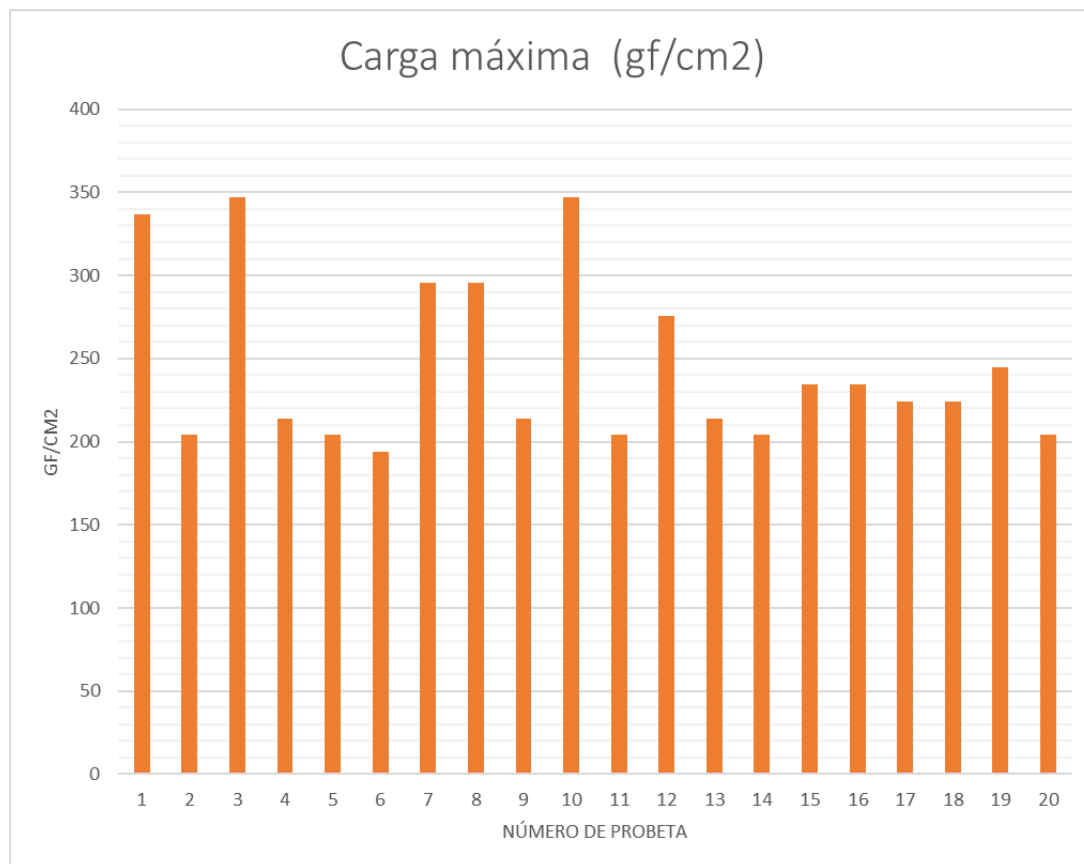
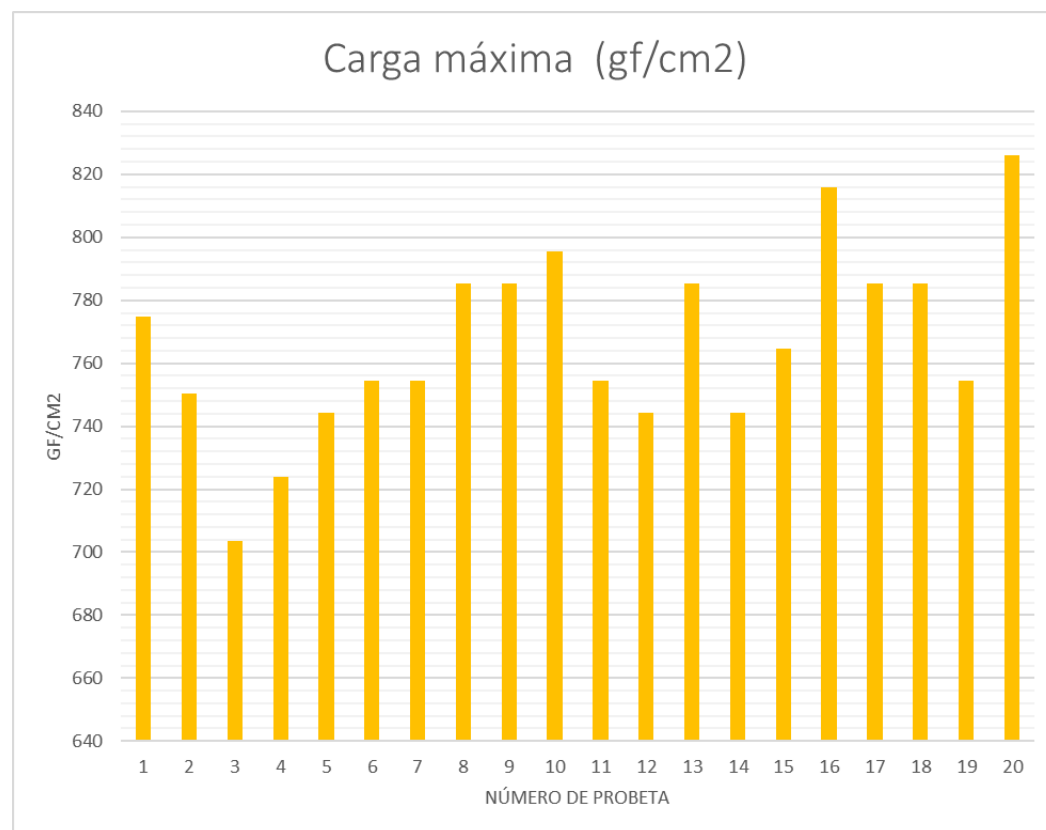


Tabla 3. Cadena cerrada

Módulo elastomérico de dos eslabones de cadena cerrada		
Número de probeta	Carga máxima (KN)	Carga máxima (gf/cm ²)
1	0.0076	775
2	0.0074	751
3	0.0069	704
4	0.0071	724
5	0.0073	744
6	0.0074	755
7	0.0074	755
8	0.0077	785
9	0.0077	785
10	0.0078	795
11	0.0074	755
12	0.0073	744
13	0.0077	785
14	0.0073	744
15	0.0075	765
16	0.0080	816
17	0.0077	785
18	0.0077	785
19	0.0074	755
20	0.0081	826

Referencia	
KN	gf/cm ²
1	101,971



Aspectos éticos

Aspectos éticos sin riesgo

Análisis estadístico

En el paquete estadístico SigmaStat (Figura 16), para contrastar los datos de las fuerzas de tensión entre los dos grupos, y tomando en cuenta los valores de la *mediana* se llevó a cabo el análisis Mann-Whitney obteniendo como resultado una diferencia significativa de: $P < 0.001$.

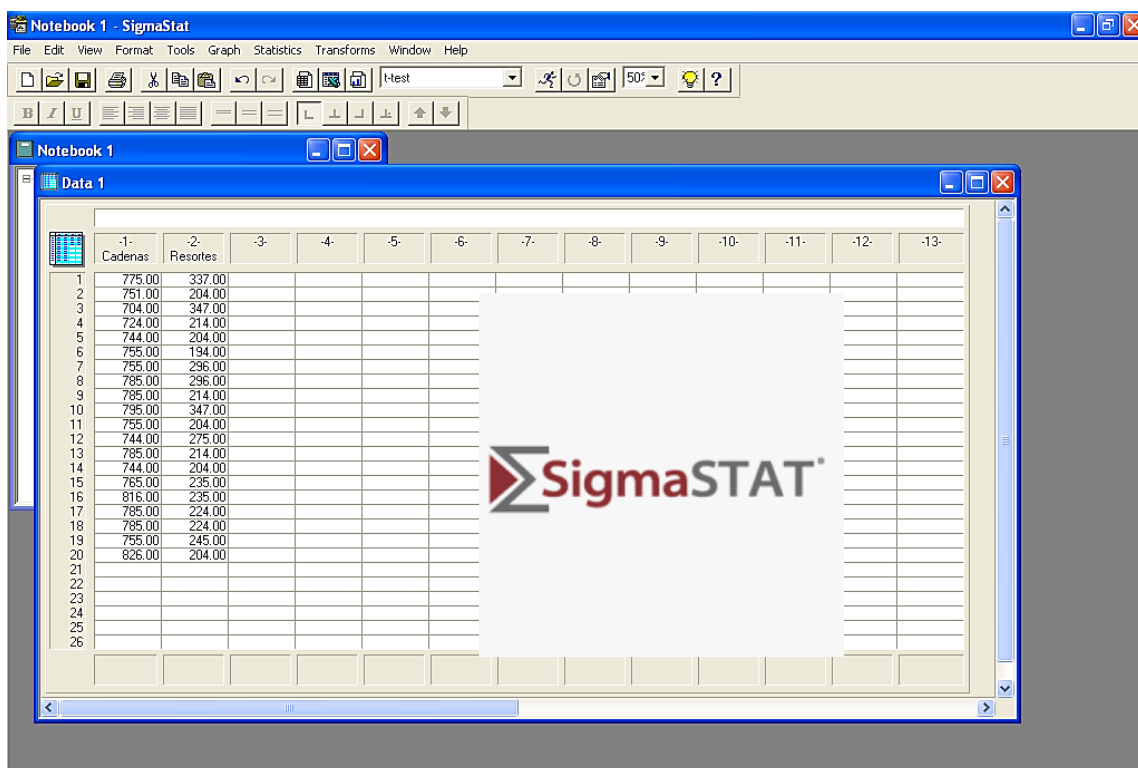


Figura 16

En la Figura 17 se observan las medianas de los datos obtenidos para cada grupo y están representadas por cuartiles.

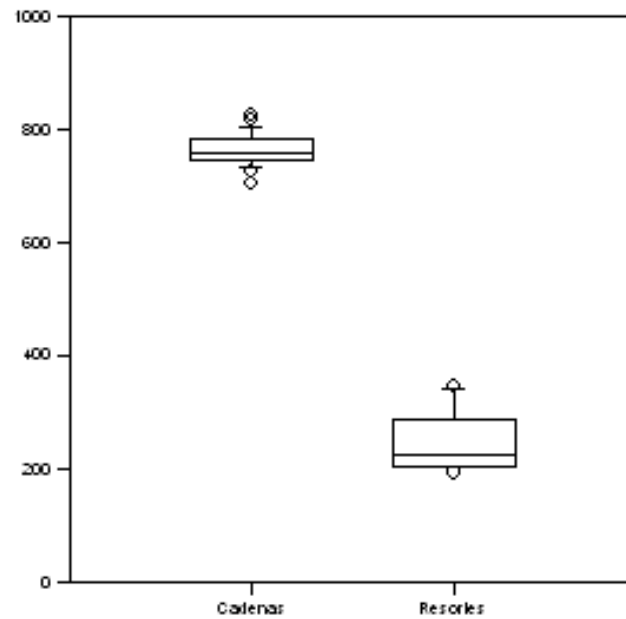


Figura 17. Diagrama de caja

Discusión

Al haber cumplido el objetivo de esta investigación y después de analizar los resultados es posible observar:

Grupo de resortes:

- De acuerdo al fabricante Sentalloy GAC®(12) que afirma que es posible tensionarlos a 15 mm sin cambiar la fuerza liberada, los resortes calibrados a 150g (punto amarillo) no entregan la fuerza prometida.
- Según Melsen y cols. (22) en sus estudios reportaron que los resortes Sentalloy GAC® de 150g demostraron propiedades superelásticas a temperatura ambiente, lo cual difiere de los resultados en este estudio.
- Los resultados del presente revelan que las fuerzas generadas por los resortes son menores que las entregadas por las cadenas.

Grupo de cadenas:

- Conforme a Rock y cols. (34) las cadenas elastoméricas que se colocan a una fuerza aproximada de 300 g presentaban un buen comportamiento elástico, y para ello había que tensionarlas del 50-75% de su longitud original, de lo contrario, podrían deformarse y entregar fuerzas menos predecibles. En el presente

estudio la longitud de los módulos elastoméricos de dos eslabones fue de 6 mm y se tensionaron al 100% de su longitud por lo que sus fuerzas sobrepasaron los 300 g y efectivamente fueron menos predecibles.

Conclusiones

En la comparación de la fuerza generada por los dos grupos podemos concluir que:

Se comprueba la hipótesis 1: La fuerza generada por activación de resortes Sentalloy es menor a la generada por el módulo elastomérico de dos eslabones de cadena cerrada.

Estadísticamente existen diferencias significativas en la fuerza generada por la tensión de los resortes Sentalloy GAC® y los módulos elastomericos de dos eslabones de cadena cerrada.

En el grupo de resortes:

- Al tensionar los resortes Sentalloy GAC® calibrados a 150 g (punto amarillo) a una longitud de 15 mm se generan fuerzas que superan las especificaciones del fabricante, razón por la que, al activarlos en la clínica, no debemos llegar a igualar o superar esa longitud.
- En los resultados de las pruebas se observó un comportamiento más constante entre las fuerzas generadas por la tensión de los resortes.

Respecto al grupo de las cadenas:

- Las fuerzas generadas por la tensión de los módulos elastomericos de dos eslabones de cadena, superan por mucho, la obtenida por los resortes y por lo tanto la fuerza de 150 g. No obstante, debe recordarse que según diversos autores, la fuerza

inicial se degrada (debido a su interacción con el medio oral) un gran porcentaje a las 24 horas quedando un remanente en las siguientes 4 semanas.

- Se observó un comportamiento muy irregular en las fuerzas generadas a la tensión por las muestras.
- Aunque excede los gramos de una fuerza ideal, la excelente respuesta clínica en el cierre de espacios podría explicarse por la degradación de fuerza que presenta el material elastomérico en el ambiente bucal.

Es preciso añadir que hay factores a tomar en cuenta que podrían cambiar los resultados obtenidos, por lo tanto, para determinar las causas de las discrepancias entre los grupos, se abre una línea para futuras investigaciones.

Bibliografía

1. McLaughlin RP, Trevisi HJ, C BJ. Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóncico. Madrid: Mosby/ Elsevier; 2004.
2. Tweed C. Indications for the extraction of teeth in orthodontic procedure. Am J Orthod Oral Surg. 1944;42:22–45.
3. NOYES FB. The contribution of Albin Oppenheim to orthodontia. Angle Orthod. 1945;15(34):47–51.
4. Barraga Monzon DJ. Mecánica de Deslizamiento en el Cierre de Espacios. 2019.
5. Kahlon S, Rinchuse D, Robison JM, Close JM. Closed In-vitro evaluation of frictional resistance with 5 ligation methods and Gianelly-type working wires. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2010;138(1):67–71.
6. Monini A da C, Gandini Junior LG, Dos Santos-Pinto A, Martins Maia LG, Caetano Rodrigues W. Procedures adopted by orthodontists for space closure and anchorage control. Dental Press J Orthod. 2013;18(6):86–92.
7. Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2011;139(1):74–9.
8. Ribeiro Pacheco M, Correa Jansen W, Douglas Oliveira D. The role of friction in orthodontics. Dental Press J Orthod. 2012;17(2):170–7.
9. Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;135(4):442–7.
10. Sia S, Koga Y, Yoshida N. Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics. An in vivo study. Angle Orthod.
11. Sato T, Abe E, Jin C, Hong M, Katagiri T, Kinoshita T, et al. The biological roles of the third complement in osteoclast. Endocrinology. 1993;133(1):397–404.
12. Teramoto A. Sentalloy : la fascinante historia de la superelasticidad=the inside history of superelasticity. GAC, editor. UNITED STATES OF AMERICA; 2005.
13. Warita H, Iida J, Yamaguchi S, Matsumoto Y, Fujita N, Domon S, et al. An study on experimental tooth movement with NiTi alloy orthodontic wires:a comparison between light continuous force and light dissipating force. J Japan

Orthod Soc. 1996;55:512–52.

14. Iida J, Warita H, Kurihara S. In vivo research on the effect of mechanical stress on vascular permeability(a comparison between heavy and light forces). Biol Mech tooth Mov craniofacial Adapt Bost Davidovich Z Nort LA Columbus Ohio State Univ Coll Dent. 1992;221–30.
15. Dixon V, Read M, O'Brien K, Worthington H, Mandall N. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. J Orthod. 2002;29(1):31–6.
16. Iida J, Warita H, Nakagawa N, Soma K. White blood cell movement changes in post-capillary venule during intermittent or continuous compressions Biological mechanisms of tooth movement and craniofacial adaptation. Bost Davidovich Z Nort LA ColumbusHarvard Soc Adv Orthod. 1996;189–194.
17. Nagao S, Sato Y, Iida J, Wakita M. Three-dimensional observation on hard-tissue resorption induced by continuous orthodontic force. Hokkaido J Dent Sci. 2002;23(2).
18. Teramoto Ohara A. Aleaciones de níquel-titanio. Pract Odontol. 1995;16(2):7–13.
19. Miura F, Mogi M, Ohura Y, H. H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1986;90(1):1–10.
20. Teramoto Ohara Alberto. Importancia clínica del punto austenítico final en la selección de las aleaciones de níquel-titanio para su aplicación en arcos utilizados en Ortodoncia. Rev Odont Mex. 2016;20(3):166–73.
21. Miura F, M M, Y O, M K. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1988;94(2):89–96.
22. Melsen B, Topp LF, Melsen HM TS. Force system developed from closed coil springs. Eur J Orthod 1994 Dec. 1994;16(6):531–9.
23. Maganzini A, Wong A, Ahmed M. Forces of various nickel titanium closed coil springs. Angle Orthod. 2010;80(1):182–7.
24. von Fraunhofer J, Bonds P, Johnson B. Force generation by orthodontic coil springs. Angle Orthod. 1993;63(2):145–8.
25. Baty D, Storie D, von Fraunhofer JA. Synthetic elastomeric chains: a literature review. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1994;105(2):536–42.

26. Wong A. Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod.* 1976;46(2):196–205.
27. Sanchez Herrera ML, Katagiri Katagiri M, Alvarez Gayoso C. Estudio in-vitro del deterioro de las propiedades elásticas de las cadenas elastoméricas. *Rev Odont Mex.* 2006;10(2):79–82.
28. Askeland D. *Materiales para ingeniería.* Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 1991.
29. Taloumis L, Smith T, Hondrum S, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;111(1):1–11.
30. Uribe Restrepo G. *Ortodoncia teoría y clínica.* 2a ed. Medellín, Colombia: CIB; 2010. 553-559, p.
31. De Genova D, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains--a product comparison study. *Am J Orthod.* 1985;87(5):377–84.
32. Josell S, Leiss J, Rekow E. Force degradation in elastomeric chains. *Semin Orthod.* 1997;3(3):189–97.
33. Sonis AL, Van der Plas E, Gianelly A. A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: An in vivo study. *Am J Orthod.* 1986;89(1):73–8.
34. Rock W, Wilson H, Fisher S. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. *Br J Orthod.* 1985;12(4):202–7.
35. Anusavice KJ. PHILLIPS. *Ciencia de los materiales dentales.* España: Elsevier; 2004. 854 p.