



UNIVERSIDAD MICHOCANA DE SAN NICOLAS DE HIDALGO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

Centro Universitario de Estudios de Posgrado e Investigación

TESIS

**COMPARACIÓN DE LA FUERZA DESARROLLADA POR TRES DIFERENTES
ALEACIONES USADAS EN ARCOS DE RETRACCIÓN ACTIVADAS A TRES
MEDIDAS.**

Para obtener el grado de:

ESPECIALISTA EN ORTODONCIA

Presenta:

M. E. Ana Luisa Olivares Revilla

Asesor de Tesis:

C.D. E.O. Dra. María del Rosario Ortiz Zavala

Asesor Metodológico de Tesis:

MC. Hector Ruiz Reyes

Agosto 2009

DEDICATORIA

A mi Madre:

Sra. María Aurora Revilla Vázquez por brindarme tu apoyo incondicional, ser mi guía con tu ejemplo, consejo y cariño. Sin ti no hubiera logrado esta meta. Gracias por tener la suerte de ser tu hija.

A mis Hermanas:

Cuquis, Mónica, Alicia y Aurora por darme su apoyo y cariño en todo momento.

A mi Esposo:

Roberto Lagunas Zertuche por ayudarme a hacer realidad mis ideales con tu apoyo y amor brindado.

AGRADECIMIENTOS

Gracias a Dios:

Por permitir que mis metas se cumplan, por rodearme de una bella familia y por bendecirme con salud y esperanza.

Gracias a mis profesores:

Por sus enseñanzas, especialmente a una excelente persona la Dra. María del Rosario Ortiz Zavala por apoyarme en todo momento a la realización de este estudio.

Gracias a mi amiga Rubí por todo el apoyo brindado y por tu amistad.

Gracias a Michel por ser mi compañía.

INDICE GENERAL

	PÁGINA
ABSTRACT.....	5
RESUMEN	6
1. INTRODUCCIÓN.	8
2. ANTECEDENTES.	
2.1 Fuerza.....	10
2.2 Materiales Ortodonticos.....	11
2.2.1 Aleaciones de alambre ortodontico.....	14
2.3 Cierre de espacios de extracciones.....	19
2.3.1 Tipos de movimiento dental.....	20
2.4 Ansas de cierre.....	21
2.5 Antecedentes específicos.....	23
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	26
3.1 Pregunta científica.....	27
4. JUSTIFICACIÓN.....	28
5. HIPÓTESIS.....	29
6. OBJETIVOS	
6.1 Objetivo general.....	30
6.2 Objetivos específicos.....	30

	PÁGINA
7. RECURSOS.....	31
8. MATERIAL Y MÉTODOS	
8.1 Diseño del estudio.....	32
8.1.1 Tipo de variable.....	32
8.2 Criterios de inclusión.....	32
8.3 Prueba estadística.....	33
9. ESTRATEGIA EXPERIMENTAL.....	34
10. RESULTADOS.....	39
10.1 Acero inoxidable.....	40
10.2 Beta-titanio.....	42
10.3 Cromo-cobalto.....	44
10.4 Análisis estadístico.....	46
11. DISCUSIÓN.....	49
12. CONCLUSIONES.....	52
13. PROPUESTA.....	53
14. DESVENTAJAS DEL ENSAYO.....	54
15. BIBLIOGRAFÍA.....	55

ABSTRACT

Objective: In the last years has been remarkable increase in the efficiency of tooth movement with fixed appliances without damaging the periodontal tissues. This achievement its due primarily to the development of new materials, the application of biomechanical principles and the study of the biological action that occur in the periodontium when a tooth movement. This requires professionals to have basic knowledge of biomechanics and material properties.

Results: The analysis of t students test was applied to verify the differences between all couple average of the loads. There was a statistical significance between stainless steel and titanium-molybdenum ($p < 0.05$), titanium-molybdenum and cobalt-chromium ($p < 0.05$) and stainless steel and cobalt-chromium ($p = 0.031$) upon being activated a millimeter with the dynamometro. Also was a statistical significance upon being activated two millimeter for the couple of stainless steel and titanium-molybdenum ($p < 0.05$), titanium-molybdenum and cobalt-chromium ($p < 0.05$) and stainless steel and cobalt-chromium ($p = 0.037$). However, upon being activated 3 millimeter with the dynamometro only was statistical significance between titanium-molybdenum and cobalt-chromium ($p = 0.015$). For the couple stainless steel and titanium-molybdenum ($p = 0.777$) and stainless steel and cobalt-chromium ($p = 0.098$) don't exist statistical significance.

Materials and methods: The mechanical behavior of orthodontics closing loops, with three different wire materials of 0.016"X0.022" cross section and a bull loop design. There were 30 samples springs; 10 stainless steel, 10 titanium-molybdenum and 10 cobalt-chromium, activated at 1 mm intervals with the dynamometro from neutral position to 3 mm using a millimeter ruler and the microscope to verify the accuracy of activation in grams.

Conclusions: The results show that the loads are dependent on activation, and wire material. Titanium-molybdenum 0.016X0.022 inch (ormco) springs showed the smallest loads in grams.

Key words: Bull loop, stainless steel, cobalt-chromium, titanium-molybdenum, force.

RESUMEN

Antecedentes: En los últimos años se ha conseguido aumentar de manera sorprendente la eficacia de los movimientos dentarios con Aparatología fija sin dañar los tejidos periodontales. Este logro se debe fundamentalmente al desarrollo de nuevos materiales, a la aplicación de principios biomecánicas y al estudio de las reacciones biológicas que se producen en el periodonto cuando se realiza un movimiento dental. Esto obliga al profesional a tener conocimientos básicos de biomecánica y de las propiedades de los materiales. Por lo tanto, el propósito del estudio fue comparar la fuerza de tres tipos de aleación de alambre ortodóntico en la muestra con dobles de retracción activado a tres medidas.

Materiales y Métodos: Se realizó la comparación de la fuerza desarrollada por 30 barras de 0.016"X0.022" todas de marca ormco con doblez de bull loop, diseñado para la retracción de segmentos durante la mecánica ortodóntica de cierre de espacios, en tres diferentes aleaciones de alambre ortodóntico: 10 de acero inoxidable, 10 de beta-titanio y 10 de cromo cobalto, activados con el dinamómetro desde su posición neutral hasta los 3 milímetros (en intervalos de 1 milímetro), con ayuda de una regla milimétrica y el microscopio para corroborar la precisión de la activación expresada en gramos.

Resultados: En este estudio se utilizó el análisis estadístico t students por pruebas pareadas. Se observó, una significancia estadística entre las aleaciones de acero inoxidable y beta-titanio ($p<0.05$), beta-titanio y cromo-cobalto ($p<0.05$) y acero

inoxidable y cromo-cobalto ($p=0.031$) al momento de ser activadas 1 milímetro con el dinamómetro. También fue observada una significancia estadística entre las aleaciones al ser activadas a 2 milímetros obteniendo en los pares; acero inoxidable y beta-titanio ($p<0.05$), beta-titanio y cromo-cobalto ($p<0.05$) y beta-titanio y cromo-cobalto ($p=0.037$). Al ser activadas a 3 milímetros con el dinamómetro solo se obtuvo significancia estadística entre las aleaciones de beta-titanio y cromo-cobalto ($p<0.05$). Sin embargo entre las aleaciones de acero inoxidable y beta-titanio ($p=0.777$) y acero inoxidable-cromo cobalto ($p=0.098$) no existió significancia estadística.

Conclusiones: El resultado de los rangos de fuerza dependió de la activación y el material de la aleación del alambre. La aleación de beta-titanio de 0.016"X0.022" de marca ormco con doblez de bull loop mostro los rangos en gramos mas bajos.

Palabras claves: bull loop, acero inoxidable, titanio-molibdeno, cromo cobalto, fuerza.

1.- INTRODUCCIÓN

Cuando se trata de mover los dientes mediante tratamientos de ortodoncia actuales siempre tienen en cuenta los alambres ya que este es el medio por el cual se aplica la fuerza necesaria para mover los dientes con la ayuda de los brackets.

En los últimos años se ha conseguido aumentar de manera sorprendente la eficacia de los movimientos dentarios con Aparatología fija sin dañar los tejidos periodontales. Este logro se debe fundamentalmente al desarrollo de nuevos materiales, a la aplicación de principios biomecánicas y al estudio de las reacciones biológicas que se producen en el periodonto cuando se realiza un movimiento dentario. Esto obliga al profesional a tener conocimientos básicos de biomecánica y de las propiedades de los materiales.

Cuando se realizan extracciones con fines ortodonticos, se requiere de la mecánica de cierre de espacio, la cual es realizada mediante el movimiento de translación o en cuerpo de los dientes, mediante el uso de alambres rectangulares conformados con dobleces de retracción o con el uso de un sistema de elásticos.

El movimiento dental y los cambios ortopédicos son el resultado de la aplicación de un sistema de fuerzas y la respuesta de los tejidos a ello. Siempre y cuando se tome en cuenta la configuración del aparato como lo es la colocación de loops, la distancia interbracket, el alambre y las propiedades del material. Esto es de gran utilidad, así los ortodoncistas deben elegir el tamaño y la aleación de alambre que deben usar.¹

En este estudio se realizo la comparación de la fuerza en gramos desarrollada entre tres aleaciones de alambres rectangulares con doblez de retracción de bull loop los cuales son usados en la mecánica ortodóntica de cierre de espacios. Esto con la finalidad de que el ortodoncista pueda elegir el tipo de aleación que sea más indicado para esta fase ortodóntica. Facilitando al ortodoncista el manejo de pacientes que

COMPARACION DE LA FUERZA DESARROLLADA POR TRES DIFERENTES ALEACIONES USADAS EN ARCOS DE RETRACCION ACTIVADAS A TRES MEDIDAS

son sometidos a extracciones, reduciendo así el tiempo del tratamiento ortodontico, lo cual se traduce en un beneficio tanto para el paciente como para el ortodoncista.

El propósito de este estudio fue medir y comparar la fuerza desarrollada por tres diferentes aleaciones de alambre de ortodoncia con doblez de bull loop activado a 1,2 y 3 milímetros, a fin de facilitar la selección clínica del alambre, así como, recomendar el uso clínico del alambre ortodontico que brinde las mejores características para efectuar la mecánica de retracción durante el cierre de espacios.

2. ANTECEDENTES

ANTECEDENTES GENERALES

2.1 Fuerza

Las fuerzas que mueven los dientes durante la terapéutica ortodóntica proceden, por lo general, del paciente (fuerzas funcionales, hábitos) o del ortodoncista cuando activan los componentes del aparato ortodontico. La misión de estos componentes es, básicamente, almacenar fuerza que se les introduce al activarlos y liberarla posteriormente, de un modo determinado, sobre los dientes; y estimular de ese modo, los cambios hísticos que permiten el movimiento dentario. A estos componentes se les llama elementos activos. Son elementos con propiedades elásticas, que proporcionan la capacidad de almacenamiento y liberación de fuerzas, cuya selección y diseño permite controlar las características de las fuerzas que se aplican sobre los dientes. Así, podemos regular la intensidad la duración y la dirección de la fuerza.² Las fuerzas poseen una dirección y una magnitud y se producen a lo largo de una línea que llamamos línea de acción.³

Cuando se aplica sobre un diente una fuerza ligera, pero prolongada, el flujo sanguíneo a través del ligamento periodontal parcialmente comprimido disminuye tan pronto como los líquidos salen del espacio del ligamento periodontal y el diente se mueve en su alvéolo (es decir, en unos segundos). Por otra parte, si se aplica una fuerza intensa, mayor será la reducción del flujo sanguíneo a través de las zonas comprimidas del ligamento periodontal, hasta el punto de que los vasos quedan totalmente colapsados y deja de fluir sangre por ellos ocasionando hialinización del ligamento periodontal y en consecuencia un movimiento dental lento.⁴

Para conseguir un movimiento dental ortodontico satisfactorio, se requiere de una fuerza continua de poca intensidad. Es importante que las fuerzas no decaigan con rapidez, ya sea porque el material pierda su elasticidad.

2.2 Los materiales ortodonticos se clasifican en dos grupos:

Elásticos y Metales. Se incluyen alambres para la confección de arcos y otros componentes de los aparatos ortodonticos y resortes. Los alambres almacenan fuerzas que luego liberan y estimulan el ligamento periodontal para producir los cambios químicos y biológicos, celulares y moleculares, que permiten el movimiento dental. Son elementos activos que tienen propiedades físicas elásticas.

Propiedades elásticas básicas:

Elasticidad. Es la propiedad de un material que le permite, cuando es deformado por una carga, recuperar su forma inicial. Para describir las fuerzas de un mecanismo elástico deben medirse tres características o propiedades básicas. En general, la modificación de alguna de ellas produce cambios en las otras.⁵

Estas tres propiedades básicas son las siguientes:

1.- Rigidez. Es la resistencia a la deformación elástica cuando se hace un doblez o una torsión. Es la cantidad de fuerza requerida para doblar o deformar un alambre a una distancia definida.

2.- Resistencia. Es la capacidad de un alambre de resistir una carga que lo deforma sin exceder el límite de deformación plástica. También es la máxima carga que un alambre puede entregar hasta el límite que permite el material. La resistencia depende de la rigidez y el rango de trabajo.

3.- Rango de trabajo. Es la carga máxima a la que puede someterse un alambre sin exceder el límite de la deformación plástica. El rango es un valor lineal que sirve para conocer qué tanta distancia se puede mover un diente con una sola activación. Se mide en milímetros.⁶

Carga y Deformación

En el aparato ortodontico ligado a la dentición, tanto el ligamento periodontal como la capacidad elástica del elemento estructural del aparato como lo es el arco, permiten que ambas formaciones se deformen cuando se aplica una carga sobre ellos. Esta circunstancia puede influir en el comportamiento clínico final del mecanismo.

Una fuerza externa produce una deformación que puede ser, extensional, compresiva o de deslizamiento. Estas deformaciones pueden no ser visibles pero son parte de las formas de activación. Cuando quitamos la carga, el material puede volver a su situación inicial pasiva.

Deformación. La deformación es directamente proporcional a la carga hasta un determinado punto, llamado límite proporcional.

Límite elástico. Este es el punto hasta el cual, si liberamos la carga, el material regresa a la disposición inicial. Después de este punto, el material no regresa a la posición inicial, sino que sufre una deformación permanente.

A partir del límite proporcional, la deformación que sufre el material no es proporcional a la carga, por lo que la línea no es recta, sino que sigue un trazado curvo y termina al romperse el material.

Amplitud de trabajo. Es la deformación que tiene lugar hasta el límite elástico.

Para la ortodoncia son importante estos factores por dos razones: La primera, porque es usual para la conformación de los alambres en formas determinadas distintas de aquella en que recibimos el alambre. En segundo lugar porque lo activamos a partir de la nueva forma que le hemos dado, cuando el material ha sufrido cambios permanentes por el trabajo en frío.

Ductilidad.

Es el punto hasta el cual puedes ser marcada la deformación que hagamos, esta dependerá de la ductilidad del material. Dos mediciones de la ductilidad son la deformación y la dureza.

Deformación. Es la distancia, en el eje de la deformación, entre la proyección del límite elástico y el punto de fractura.

Dureza. Un material es quebradizo cuando su ductilidad es escasa o nula.

Factores del comportamiento elástico de los metales.

Los principales factores que afectan el comportamiento elástico de los metales son:

1.- Composición 2.- Manufactura 3.- Características dimensionales 4.- Modo de activación.²

Las propiedades de un alambre ideal para el uso ortodontico pueden definirse de acuerdo a estos criterios; debe tener:

- 1) gran resistencia o dureza;
- 2) poca rigidez;
- 3) gran amplitud de trabajo y
- 4) gran maleabilidad o ductilidad.⁴

Burstone en 1981 introduce el concepto de modulo-Vari en ortodoncia. El propuso el cambio de aleación de alambre, no solo cambiar el tamaño del alambre, también pudo modificar la rigidez del alambre. Ya que cada aleación tiene diferentes módulos de elasticidad, cada aleación puede producir un alambre con diferente rigidez. Usando un bajo modulo las aleaciones pueden permitir el uso de un alambre largo en

las primeras etapas sin incrementos de rigidez. En última instancia, la sucesión de rigidez y una rigidez bien ajustada los alambres pueden ser utilizadas. Altos módulos de las aleaciones de acero inoxidable y el cromo cobalto imposibilitan el uso de alambres bien ajustado en las primeras etapas de nivelación. Ahora, la rigidez puede ser modificada cambiando la rigidez de la aleación, cambiando la geometría seccionada transversalmente del alambre, o por una combinación de ambas.⁷

La rigidez de cada alambre puede ser medida y comparada. Johnson y Lee en 1989 publicaron tablas de rigidez. Organizándolos por aumento de rigidez y aumento de la medida del alambre. Estas tablas permiten que el clínico decida sobre la rigidez clínica requerida y la combina con la selección de la medida del alambre y la aleación que sería la más ventajosa para ese específico rango de rigidez.⁸

2.2.1. Aleaciones de alambre ortodontico

Los metales puros son blandos y tienden a corroerse. Para mejorar sus propiedades se mezclan con dos o más diferentes que se unen por encima de sus puntos de fusión y forman aleaciones con características físicas diferentes a los originales. Los alambres son metales en forma de hilo que han sufrido estiramiento por fuerzas traccionales.⁶

Tradicionalmente, los ortodoncistas usaban alambres confeccionados de oro. Ello se debía principalmente a que no existía ningún otro material que soportara las condiciones intraorales. Este material pionero en su aplicación ortodóntica, se empleaba, para la confección de bandas y arcos. El oro utilizado no era puro, sino que se combinaba con plata, paladio, platino y otros elementos; de ese modo variaba su comportamiento, ya que el metal puro resulta muy blando. Su elevado costo y su falta de determinadas propiedades mecánicas, junto con la aparición del acero inoxidable, hicieron que fuese totalmente reemplazado en ortodoncia.²

Aleaciones de cobre y zinc

Llamadas también cobre amarillo, por su ductilidad y maleabilidad es usado en ortodoncia para la separación interproximal de los molares posteriores, para permitir la colocación de bandas.⁶

Aleaciones de Acero inoxidable

En 1929, el acero inoxidable fue desarrollado y ya para 1940 había desplazado en forma completa al oro. El acero inoxidable también tiene un alto rendimiento en comparación con el oro. El acero inoxidable cuenta con un alto modulo de elasticidad necesario en los alambres de ortodoncia que debe ser reducido para evitar crear fuerzas clínicas excesivas. El acero inoxidable, sin embargo, era menos caro, bien formado, y puede ser unido a cualquiera por puntos para soldar o soldadura. A pesar de su mayor rigidez, se convirtió en el alambre clínico ortodóntico de elección sobre el oro.⁹

Las aleaciones que resisten la acción de los agentes químicos son los llamados aceros inoxidables. Estos han marcado una época en la historia de la ortodoncia, siendo durante un amplio periodo de tiempo prácticamente el único tipo de alambre utilizado. Cuentan con un balance en su medio ambiente de estabilidad, rigidez, resiliencia, y maleabilidad desde su introducción en la ortodoncia.¹⁰

Las aleaciones de acero inoxidable empleados en la confección de arcos contienen hierro, cromo (que proporciona una alta resistencia a la corrosión), 8-10% de níquel y otros elementos como 0,15% de carbono, molibdeno, 2% de manganeso, 17% y 19% de cromo y 1% de silicio. Como ventajas tiene una extraordinaria resistencia, bajo costo, inocuidad para los tejidos, alta duración, no necesita auxiliares para soldadura, inalterabilidad (resiste la acción de los agentes químicos y los fluidos bucales).²

Se puede usar en todas fases activas del tratamiento ortodontico. Se encuentra en tiras rectas y arcos preformados con diferentes formas y diámetros.⁶

Aleaciones de titanio

Se encuentran tres variedades de alambre utilizados en los tratamientos de ortodoncia:

1.- La aleación de níquel-titanio (Ni-Ti)

Desarrollado por Willian F. Buehler de la NASA, a principios de los años 70. George F. Andreasen lo introdujo a la ortodoncia en 1971. Es resistente a la deformación permanente, es superelastico, cuenta con un alto grado de memoria de forma.

2.- La aleación de níquel-titanio superelástico (Ni-Ti Chino)

Desarrollado por Tien Hua Chen. Se puede doblar 1.6 veces más que la aleación de níquel-titanio convencional y 4.5 veces más que el acero inoxidable.⁶

3.- Aleaciones de beta-titanio (TMA)

Esta aleación se introdujo en 1980. Fue patentado por Burstone y Goldberg patentaron el uso de los alambres de beta titanio. Las aleaciones de beta-titanio son conocidas como TMA y desarrolladas por Ormco/syborn tienen propiedades que se encuentran entre el acero y las aleaciones de Niti convencional. Esta compuesto de: 80% de titanio, 11.5% de molibdeno, 6% de circonio y un 4.5% de estaño. Presenta dentro de sus propiedades una excelente resiliencia, buena capacidad de conformación para realizar dobleces y resortes sencillos. Superan al acero en elasticidad y capacidad de recuperación, pudiéndose doblar casi dos veces más sin deformación permanente y liberando el 50% menos de fuerza que el alambre de acero. Tiene como desventaja tiene un alto nivel de fricción, debido a la reactividad

del titanio, por lo cual su capacidad para alinear dientes es limitado. Esta indicado para la construcción de resortes, usados en la fase de cierre de espacios en forma de arcos preformados rectangulares y en la fase final para el control de cierre de espacios y la torsión.²

El TMA es el único alambre que no contiene níquel, por lo que se puede usar en pacientes alérgicos al níquel. Las ansas se pueden activar tres veces más que el acero. Se puede usar en cualquier fase del tratamiento ortodóntico.⁶

Las aleaciones a base de titanio han ganado lentamente popularidad en los años recientes, principalmente con la introducción del nickel-titanio y beta titanio, con las propiedades superiores del titanio de biocompatibilidad, resistencia ala corrosión, y baja rigidez.¹¹

Aleaciones de Cromo-cobalto

Esta aleación fue introducida en 1977 por la compañía Rocky-Mountain Orthodontics. La aleación de cromo-cobalto es denominada Elgiloy, cuyas propiedades mecánicas pueden modificarse mediante un tratamiento adecuado de calor sin liberar tensiones. El elgiloy es una aleación similar al acero en cuanto a sus propiedades elásticas.² Acepta bien la conformación, pudiendo ser fácilmente doblados sin romperse.¹² Su composición tienen como base cobalto y está compuesta de ocho elementos: 40% de cobalto, 20% cromo, 16% de acero, 7% de molibdeno, 15% de níquel, manganeso, berilio y carbono.¹³

Se encuentran disponibles en varios temples (todos ellos con las misma rigidez; la diferencia se halla en la amplitud de trabajo, que es mayor en los temples más duros. La ventaja del Elgiloy es que puede conseguir en un estado más blando y moldeable y ello hace más fácil de manipular que el acero. Una vez que se le ha dado la forma deseada, puede endurecerse mediante la aplicación de calor. Su resistencia a la oxidación es excelente y puede soldarse mediante soldadura. Presenta como

desventaja el endurecimiento durante el trabajo en frío más rápidamente que el acero. Se estima que, al ser mas blando, es de fácil adaptación, y que transmite fuerzas más ligeras a la vez que continuas, siendo más fisiológico para los tejidos de soporte. Se utiliza en estado blando (azul). El elgiloy es el material de elección a la hora de confeccionar arcos utilitarios y seccionales.²

Hoy en día, las aleaciones y, más recientemente, las de beta titanio. Nuestras opciones se han aumentado aún más debido al gran número de alambres trenzados y las versiones coaxiales de NiTi y de las aleaciones de acero inoxidable disponibles. Sin embargo, necesitamos siempre datos actuales sobre la rigidez clínica de todos los alambres disponibles de manera que podamos escoger la sucesión de arcos de alambre inteligentemente. La aleación de cromo cobalto Elgiloy, fue originalmente desarrollado como resortes. Después fue adaptado para su uso en ortodoncia. Tiene un modulo de elasticidad el cual es un poco mas rígido que el del acero inoxidable. La ventaja del Elgiloy fue que podía ser manufacturado con varias temperaturas. Una baja temperatura en el alambre hace más fácil el doblar de complicados loops. Después de que la configuración fue formada, el alambre puede ser tratado térmicamente, mediante el endurecimiento de precipitación. El cual incrementa el nivel rendimiento similar al del acero inoxidable. El tratamiento térmico solo afecta el punto de rendimiento. El tratamiento térmico no cambia la rigidez. El Elgiloy también puede ser soldado. El doblar clínico característica del Elgiloy, rigidez y conformación, son muy similares a los del acero inoxidable.⁹

Diferentes temples del Elgiloy

1.-El Elgiloy azul: Es blando y de elasticidad normal. Es el más usado y se recomienda para hacer dobleces o soldar aditamentos. 2.- El Elgiloy amarillo: Es una aleación más dúctil, elástica que el azul. Se dobla con facilidad. Se debe tratar con calor para obtener el máximo rendimiento. 3.- El Elgiloy verde: Es más resiliente que

el amarillo. Se incrementan las características de temple con los tratamientos térmicos. 4.- El Elgiloy rojo: Es hipereelástico y el más resiliente, Se debe manipular con sumo cuidado es susceptible a la fractura.

El tratamiento térmico produce cambios en la elasticidad de las aleaciones de Elgiloy. Los blandos como el azul y el amarillo son comparables con el acero inoxidable tradicional.⁶

El movimiento dental responde a fuerzas constantes sobre la membrana periodontal. En ortodoncia, la fuente de la fuerza es usualmente generada por resortes o por el arco de alambre. La cantidad de fuerza generada es dictada por los resortes y la distancia de la activación clínica. Cualquier resorte, incluyendo arcos de alambre, es determinada por una fijación constante, el momento de inercia, determinada por la sección de resortes, y el modulo de elasticidad de las aleaciones de los resortes.

Los alambres ortodonticos necesitan producir una fuerza que mueva los dientes eficientemente. Si la fuerza es demasiado alta, el movimiento será lento, no existente, o doloroso. Si es demasiado bajo, el movimiento será lento o no existente. Afortunadamente, hay un rango de presiones que crea el movimiento eficiente del diente. Refiero a esto como la zona de la velocidad. Cada alambre, en la cantidad apropiada de activación, producirá las fuerzas que pasarán a través de la zona de la velocidad durante su desactivación. Mientras que el diente se mueve, la desviación del arco de alambre disminuye disminuyendo la fuerza entregada. Esta relación continúa hasta que la fuerza de nunca-disminución esté debajo de la zona de la velocidad y sin un largo efecto. Así, debido al movimiento subsecuente del diente, ningún alambre puede liberar continuamente una fuerza que permanezca en la zona de la velocidad.⁹

2.3. Cierre de espacios de extracción

El eficiente cierre de espacio es un objetivo importante en ortodoncia. El cierre de espacio por segmento puede ser más eficiente debido a mecanismos de baja fricción y una distancia interbracket mayor.¹⁴

Las fuerzas aplicadas son estímulos que actúan sobre un sistema biológico. El mecanismo de las fuerzas debe ser valorado en la actividad biológica antes de realizar el movimiento dental. Dependiendo de la respuesta biológica, será el movimiento dental observado clínicamente, por lo cual, depende de factores mas allá de las fuerzas aplicadas. El cierre de espacio ortodontico normalmente conlleva el desplazamiento de dientes, esto invita al estudio del efecto del sistema de entrega de la fuerza y de la respuesta al tratamiento. Desde una perspectiva clínica, la aplicación de un sistema de fuerza apropiado durante el cierre de espacio tiene por objetivos un eficiente movimiento dental y mantenimiento del anclaje. Específicamente, se recomienda control de higiene para el anclaje.¹⁵

El campo de la biomecánica ha sido aplicado responsablemente a los principios de diseño de los aparatos ortodonticos. La literatura contiene una descripción extensa del sistema de fuerza estático producido por los resortes y la activación de alambres ortodonticos.¹⁶

2.3.1 Tipos de movimiento dental

Dado que la distribución de las fuerzas en el ligamento periodontal difiere en función de los diferentes tipos de movimiento dental, habrá que especificar el tipo de movimiento dental, en este estudio es la fuerza de translación la que no s interesa analizar.

La fuerza óptima para el movimiento ortodontico de los dientes durante el cierre de espacios es la fuerza de translación (movimiento en masa), tiene un rango entre 70 gramos de fuerza para los incisivos y 120 gamos de fuerza para los molares.²

Fuerzas ligeras (generalmente menores de 200 gramos) pueden producir una adecuada respuesta biológica en los tejidos periodontales, y fuerzas altas están asociadas con hialinización, reabsorción ósea, y con reabsorción radicular.¹⁷

1.- Movimiento dental de inclinación: El ápice y la corona se mueven en direcciones opuestas mesio-distal. Se produce por acción de alambres redondos, cadenas elásticas, elásticos intermaxilares.

2.- Movimientos de inclinación controlados: Es producido por el torque de un alambre rectangular. El ápice se permanece estacionario y la corona se mueve en la dirección de aplicación de la fuerza vestíbulo-lingual y viceversa.

3.- Movimiento en cuerpo o de translación: Es el movimiento en cuerpo en dirección de la fuerza. Se usan alambres rectangulares con ansas o un sistema específico de elásticos.⁶

2.4 Ansas de cierre

Los arcos utilizados para el cierre de espacios son los rectangulares en los cuales se realiza un doblez para retracción.

El funcionamiento de un doblez de cierre depende de tres características fundamentales: sus propiedades elásticas (es decir, la cantidad de fuerza que suministra y el modo en que varía la fuerza en la medida que se mueven los dientes); el momento que genera, para poder controlar la posición radicular, y su posición en relación con los brackets contiguos.

Unos dobles de retracción idónea deben suministrar una fuerza continua y controlada para producir un movimiento dental a una velocidad aproximada de 1mm por mes.

También es importante que el diseño sea lo más sencillo posible, ya que las confecciones más complejas son más difíciles de fabricar clínicamente, así como más propensas a la rotura o a la deformación.²

Ansas

Un ansa es un resorte o espiral confeccionado en un alambre. Dependiendo de la forma geométrica y de la cantidad de alambre, se alteran las propiedades elásticas, las vuelve más flexibles, con más rango de trabajo y producen menos fuerza. Deberán producir una fuerza continua, pero controlada, que no produzcan daños en los dientes y en los tejidos de soporte. Se clasifican en ansas horizontales y verticales.

Ansas horizontales

Se emplean en discrepancias de primer orden, como rotaciones bucolinguales. La acción mecánica se expresa en un plano vertical. Eficientes para realizar intrusión y extrusión. (Ansas en “T”, dobles, en caja, en forma de “L”)

Ansas verticales

Se emplean para mover los dientes en sentido mesiodistal y para la corrección de rotaciones. La acción mecánica se expresa en un plano horizontal. Son altamente eficientes en el cierre de espacio en masa de los dientes. (Gota o bull loop, omega).⁶

Aunque ha sido bien establecido que el incremento del tamaño del loop también incrementa el promedio de fuerza-momento, los efectos de los diferentes tipos de pre activación no están completamente comprendidos.¹⁸

2.5 Antecedentes específicos

En Abril de 1950 el Dr. Angell de Filadelfia, Estados Unidos realizo un estudio en el cual compara las características de conformación, tensión, deflexión, limite elástico, capacidad de ser soldado entre el alambre de oro y el acero inoxidable. En el cual concluyo que ambos tienen un gran modulo de resiliencia y ambos pueden ser usados para la elaboración de loops en ortodoncia. La ventaja de la aleación de oro es que puede ser tratado con calor después de ser soldado.¹⁹

En 1979, Goldberg y Burstone presentaron en una investigación preliminar la viabilidad del uso de la aleación de beta titanio en la aplicación ortodóntica. Después de muchos estudios determinaron que esta aleación podría ser usada en ortodoncia. Se evaluó la elasticidad, rigidez, fuerza y conformación de loops las cuales fueron comparadas con las características del acero inoxidable.²⁰

Burstone en 1982 realizo un estudio en el cual recomienda un especial doblez con loop en “T” en aleaciones de titanio molibdeno para realizar la aproximación de segmentos durante la mecánica de cierre de espacio. El comenta que mejoras en los diseños de loops ha tenido una eficiente higiene y confortabilidad para los pacientes durante el mecanismo de cierre de espacios. Así como, un diseño especial en cada loop ocasiona fuerzas y momentos de cierre para cada loop.²¹

En 1999 el doctor Marcelo do Amaral Ferreira de Paraná, Brasil publicó un artículo en el cual comparo la mecánica de los loops de cierre ortodonticos, con tres diferentes materiales; acero inoxidable, cromo cobalto y titanio molibdeno. Usando un loop de diseño doble delta se comparo la tensión en este estudio. Se usaron 72 loops, divididos en 33 de acero inoxidable, 26 cromo cobalto y 13 de titanio molibdeno, fueron activados a intervalos de 0.5 milímetros, iniciando de una posición neutra a los 3 milímetros. Los resultados mostraron que las cargas dependen de la activación, el tamaño del alambre y el material del alambre. Concluyeron que el

alambre de titanio molibdeno tiene menor carga y mejor rango de loop. ($\beta = 84.9$ g/mm).²²

En un estudio realizado en Abril del 2003 por Kazuo Hayashi y colaboradores en el comparo la deflexión, rigidez y propiedades mecánicas de las aleaciones de alambre de acero inoxidable, cromo cobalto y cromo cobalto Elgiloy azul los tres en alambres de 0.016 pulgadas. Fueron expuestos a una fuerza tensil por medio de una máquina en la cual fue evaluada la rigidez, la elasticidad y el punto de fractura. Concluyendo que ninguno de los tres fue afectado en sus propiedades, únicamente la fractura del alambre debido a las propiedades mecánicas de cada uno.²³

En un estudio realizado por Vinod y colaboradores en el cual se comparaban las características de las aleaciones de acero inoxidable, beta titanio, timolium, al ser soldados, fue realizado con una evaluación de la superficie de cada aleación, así como, como un examen metalografico, concluyeron que la aleación de beta titanio tiene un fuerza superior, mejores características de superficie, y un rango de fractura superior al de las otra dos aleaciones, seguido por la aleación de acero inoxidable. Sin embargo el timolium es pobre en sus características al ser soldado.²⁴

Vinod y colaboradores en noviembre de 2003 también realizaron un estudio en el cual compararon las propiedades mecánicas y las características de las superficies de las aleaciones de acero inoxidable, beta titanio y timolium. Se utilizo una maquina instrom y un microscopio para realizar las pruebas en los alambres. En el cual concluyeron que el acero inoxidable tiene un alto rango de rigidez, baja fricción y una suave y continua superficie convirtiéndolo en el arco más usado en la mecanoterapia ortodóntica. La aleación de TMA es generosa con los tejidos, genera una fuerza constante. El timolium al tener una suave superficie, reduce la fricción, y una mejor rigidez el cuál puede ser considerado para ser usado en la práctica clínica ortodóntica.²⁵

En un estudio realizado por el Dr. Renato Parsekian y colaboradores en Mayo de 2007, se tomo en cuenta la importancia del eficiente cierre de espacio ortodontico por lo cual se comparo la fuerza desarrollada por los loops en “T” elaborados en un alambre TMA de 0.017 X0.025 pulgadas los cuales son usados para la mecánica de cierre de espacio, es este estudio se midió la fuerza que genera el loop en “T” cuando es activado sobre la curvatura y cuando es activado en el doblez en V. Fueron activados a 0.5 milímetros y la distancia interbracket fue de 23 milímetros. Se concluyo que ambas activaciones generan momentos simétricos, Sin embargo la activación en la curvatura del loop en “T” de aleación de TMA libera fuerzas horizontales bajas de 38.9 gramos fuerza y altos rangos de momento/fuerza que los activados en el doblez en V del loop en “T”.¹⁴

El Doctor Yeen Lim y colaboradores realizaron un estudio, publicado en Diciembre del 2007 en el cual evaluaron si la temperatura afectaba el rango de fuerza generado por loops en “T” usados en la retracción mecánica de cierre de espacios en aleaciones de níquel-titanio y beta-titanio. Se les aplico temperatura desde 10° centígrados a 50° centígrados. Los loops en “T” fueron activados 1 milímetro cada vez hasta llegar a los 8 milímetros y el alambre fue librado para tomar su posición inicial. El rango de fuerza generado fue recopilado en cada activación. En este estudio se concluyo que los loops en “T” de las aleaciones de TMA no son significativamente influenciados por la temperatura, en cambio las aleaciones de níquel-titanio fueron levemente afectadas, sin embargo no lo suficiente para afectar su desempeño.²⁶

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En los casos de ortodoncia en los que se realizan extracciones es necesario realizar el cierre de espacio, esta mecánica ortodóntica es una de las fases del tratamiento de mayor complicación, debido a que si se aplica una fuerza excesiva se provocara una hialinización del ligamento periodontal que conducirá a un retraso del movimiento de translación del diente, así como la inclinación de los dientes hacia lingual o palatino ocasionada por la falta de control debido a la deformación del alambre. Por otro lado, si la fuerza aplicada para este fin fuera insuficiente los movimientos deseados no se conseguirían y por tanto el tratamiento entraría en una fase de pasividad.

El uso de alambres flexibles facilitan el tratamiento ofreciéndonos contar con la rigidez y resistencia necesarias para efectuar una cantidad de fuerza adecuada para la mecánica de retracción. Sin embargo, es de suma importancia el conocer si los alambres cuentan con estas características para el adecuado manejo del tratamiento ortodontico.

Es necesario el comprobar que estas características ofrecidas por los fabricantes, sean con las que realmente cuentan las nuevas aleaciones de alambres flexibles, para poder elegir de entre ellos los que tengan las propiedades que sean más convenientes durante la mecánica ortodóntica, teniendo la completa confianza de contar con el control y la cantidad de fuerza deseada por el ortodoncista.

La forma de los arcos y la mecanoterapia ortodóntica son la unidad básica a través del cual una fuerza óptima para el movimiento dental puede ser efectivamente liberada y manejada. La fuerza requerida es liberada a través de varios sistemas de fuerzas, como elásticos, cadenas elastoméricos, y resortes con la ayuda de las aletas en los brackets o aditamentos soldados en el arco. La configuración de varios

loops, hechos o soldados en el arco de alambre, puede ser usada para este propósito.^{24, 27}

3.1 Pregunta científica

¿Cual es la aleación que desarrolla un rango de fuerza en gramos ideal para la mecánica de retracción ortodóntica utilizando doblez de bull loop?

4. JUSTIFICACION

En las últimas décadas, se han mejorado tanto la mecanoterapia y la filosofía del tratamiento, esto ha dejado mayores avances en el cuidado del paciente ortodontico. Cambios en el campo de la mecanoterapia han sido en gran medida posibles con el surgimiento de nuevos materiales ortodonticos. Los materiales del arco de alambre constituyen una parte importante de este cambio y la selección apropiada de los arcos de alambre requiere un conocimiento a fondo de la biomecánica y la aplicación clínica de los arcos de alambre. Se requiere conocer las características apropiadas de las aleaciones de los arcos de alambre para predecir los resultados cuando son usados clínicamente.²⁵

En la actualidad existe una gran variedad de alambres de diferentes aleaciones tales como alambres de beta-titanio, cromo cobalto, níquel-titanio y multitrenzado que ofrecen al ortodoncista contar con las proporciones óptimas de fuerza para realizar la retracción de manera controlada, estos según las marcas comerciales presumen tener las mejores características, las cuales son aprovechadas para facilitar la mecánica ortodóntica y asegurar el éxito del tratamiento. Los clínicos se están confrontando con el reto de hacer una selección apropiada de la aleación para cada una de las aplicaciones ortodónticas.

La predicción teórica de las fuerzas y momentos producidos por los aparatos ortodonticos son importantes para el control del tratamiento.¹

5. HIPÓTESIS

Ho1: $X1 \neq X2 \neq X3$

X1: 10 alambres de acero inoxidable con doblez de retracción de bull loop activado a 1 milímetros.

X2: 10 alambres de beta-titanio con doblez de retracción de bull loop activado a 1 milímetros.

X3: 10 alambres de cromo cobalto con doblez de retracción de bull loop activado a 1 milímetros.

Ho2: $X1 \neq X2 \neq X3$

X1: 10 alambres de acero inoxidable con doblez de retracción de bull loop activado a 2 milímetros.

X2: 10 alambres de beta-titanio con doblez de retracción de bull loop activado a 2 milímetros.

X3: 10 alambres de cromo cobalto con doblez de retracción de bull loop activado a 2 milímetros.

Ho3: $X1 \neq X2 \neq X3$

X1: 10 alambres de acero inoxidable con doblez de retracción de bull loop activado a 3 milímetros.

X2: 10 alambres de beta-titanio con doblez de retracción de bull loop activado a 3 milímetros.

X3: 10 alambres de cromo cobalto con doblez de retracción de bull loop activado a 3 milímetros.

6. OBJETIVOS

6.1 Objetivo general:

Comparar la fuerza de tres tipos de aleación de alambre ortodontico en la muestra con dobles de retracción activado a tres medidas.

6.2 Objetivo especifico

Medir la fuerza desarrollada en alambres de acero inoxidable de 0.016"X0.022" con dobles de retracción de bull loop activado a 1,2 y 3 milímetros.

Medir la fuerza desarrollada en alambres de cromo-cobalto de 0.06"X0.022" con dobles de retracción de bull loop activado a 1,2 y 3 milímetros.

Medir la fuerza desarrollada en alambres de beta-titanio de 0.016"X.022" con dobles de retracción de bull loop activado a 1,2 y 3 milímetros.

Comparar las fuerzas desarrolladas entre las tres diferentes aleaciones de alambres activados a 1, 2 y 3 milímetros.

COMPARACION DE LA FUERZA DESARROLLADA POR TRES DIFERENTES ALEACIONES USADAS EN
ARCOS DE RETRACCION ACTIVADAS A TRES MEDIDAS

7. RECURSOS

EQUIPO

Descripción	Marca	Características	Cantidad	Costo M.N.
Dinamómetro	The welch scientific company	Gramos y Onzas	1	\$140
Computadora	Compaq	512MB 60GB	1	\$10,000
Microscopio	Zeyss		1	Propiedad UMSNH

CONSUMIBLES

Barra recta	Ormco	Beta-titanio .016X.022"	10	\$499
Barra recta	Ormco	Cromo-cobalto .016X.022"	10	\$540
Barra recta	Ormco	Acero inoxidable .016X.022"	10	\$369
Pinzas	Ormco	Pico de pájaro	1	\$1,300
Hoja milimétrica	Office Depot		1	
Tabla		41X41 milímetros	1	\$100
Tornillos		¼"	60	\$0.60
Desarmador	Truper	Con punta de cruz	1	\$49

Tabla 1. En esta tabla se enlistan los recursos que fueron empleados para el desarrollo del estudio realizado en 30 barras rectas de alambre de 0.016"X0.022" marca ormco en tres diferentes aleaciones en las cuales se realizo un doblez de bull loop.

8. MATERIALES Y METODOS

8.1 Diseño del estudio.

El presente estudio es del área de ciencias básicas

- a) Experimental: los resultados obtenidos se realizaran por medio de la fuerza expresada en gramos al momento de simular la retracción de los alambres activados a 2, 3 y 4 milímetros en tres diferentes aleaciones de la marca comercialOrmco
- b) Comparativo: se pretende comparar la capacidad de las tres diferentes aleaciones de alambre.
- c) Longitudinal prospectivo: ya que para realizar el estudio es necesario llevar un seguimiento del comportamiento de los alambres de retracción.

8.1.1 TIPO DE VARIABLE

- a) Cuantitativa continúa: debido a que vamos a obtener la fuerza expresada en gramos desarrollada por el alambre al ser activado a los 2, 3 y 4 milímetros

8.2 Criterios de inclusión

Arcos de 0.016"X0.022"

Arcos rectangulares beta-titanio, cromo-cobalto y acero inoxidable marca comercialOrmco

Arcos nuevos

8.3 Pruebas estadísticas

Se utilizará la prueba estadística de T STUDENT para el tratamiento matemático de los resultados, con una significancia del $P = 0.05$ y un intervalo de confianza del 95%, con ayuda de la hoja de calculo Excel, y el paquete estadístico SPSS versión 10.0.

9. ESTRATEGIA EXPERIMENTAL

1.- Se realizo un dobléz de bull loop de seis milímetros de altura y cuatro milímetros de ancho en cada uno de las 30 barras rectas de alambre de la muestra. De las cuales 10 fueron de acero inoxidable, 10 de beta titanio y 10 de cromo cobalto con una medida de 0.016" X 0.022" (todas de marcaOrmco)

2.- Se fijaron en una tabla de 41X41 milímetros por medio de tornillos en cada uno de los extremos de la barra de alambre a una distancia de 16 milímetros y un intervalo entre cada barra de un milímetro.

3.- Se activaron con ayuda de la exactitud del microscopio a 1 milímetro usando la fuerza de tracción del dinamómetro y regla milimétrica.

4.- Se registro la lectura del dinamómetro para cada muestra.

5.- Se fijaron a 1milímetro de activación durante 1 mes, debido a que es el tiempo de intervalo entre cada cita que se le da al paciente durante el tratamiento ortodontico.

6.- Nuevamente se activaron en esta ocasión a 2 milímetros cada una de las barras rectas con dobléz de bull loop, utilizando la regla milimétrica, el microscopio y el dinamómetro.

7.- Se registro la fuerza desarrollada por cada una de las 30 barras de alambre.

8.- Se fijaron nuevamente en esta ocasión a 2 milímetros de activación durante un mes.

COMPARACION DE LA FUERZA DESARROLLADA POR TRES DIFERENTES ALEACIONES USADAS EN ARCOS DE RETRACCION ACTIVADAS A TRES MEDIDAS

9.- Se activaron en esta ocasión a 3 milímetros cada una de las barras rectas con doblez de bull loop, con la ayuda del microscopio, la regla milimétrica y el dinamómetro.

10.- Se registro la fuerza desarrollada a 3 milímetros de activación de cada una de las 30 barras rectas.

11.- Se realizaron las pruebas estadísticas para el total de la muestra, por medio del análisis estadístico t students de muestras pareadas.

12.- Se procedió a comparar la fuerza desarrollada por cada una de las tres diferentes aleaciones.



Figura 1. Imagen de las pruebas realizadas en cada una de las 30 barras de 0.016"X0.022" con doblez de bull loop, de las cuales, 10 fueron de acero inoxidable, 10 de beta-titanio y 10 de cromo-cobalto.

COMPARACION DE LA FUERZA DESARROLLADA POR TRES DIFERENTES ALEACIONES USADAS EN ARCOS DE RETRACCION ACTIVADAS A TRES MEDIDAS



Figura 2. Imagen de la tabla en donde fueron fijadas las 30 barras rectas con doblez de bull loop.



Figura 3. Microscopio electrónico usado para medir con precisión la activación de las 30 barras con doblez de bull loop. Propiedad de la U.M.S.N.H

COMPARACION DE LA FUERZA DESARROLLADA POR TRES DIFERENTES ALEACIONES USADAS EN
ARCOS DE RETRACCION ACTIVADAS A TRES MEDIDAS

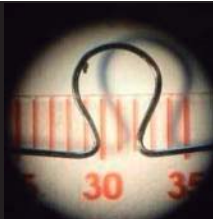
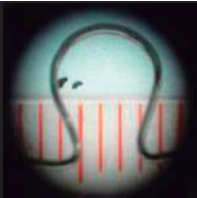
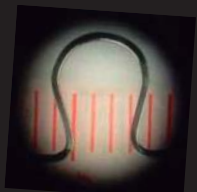
Aleación	Activación a 1 mm 20 de Febrero 09	Activación a 2mm 24 de Marzo 09	Activación a 3mm 20 de Abril 09
Acero inoxidable			
Beta-titanio			
Cromo-cobalto			

Figura 4. En la figura se muestra la activación a 1, 2 y 3 milímetros que se realizó en cada una de las barras de 0.016"X0.022" de aleación de acero inoxidable, beta-titanio y cromo-cobalto, con un intervalo de tiempo de fijación de 4 semanas. Las imágenes fueron tomadas con el microscopio a una resolución de 8X.

En las siguientes figuras se muestra un loop de cierre computarizado, con un diseño de bull loop, usado para la mecánica ortodóntica de retracción de segmentos, el cual fue realizado empleando el software loop 1.7.

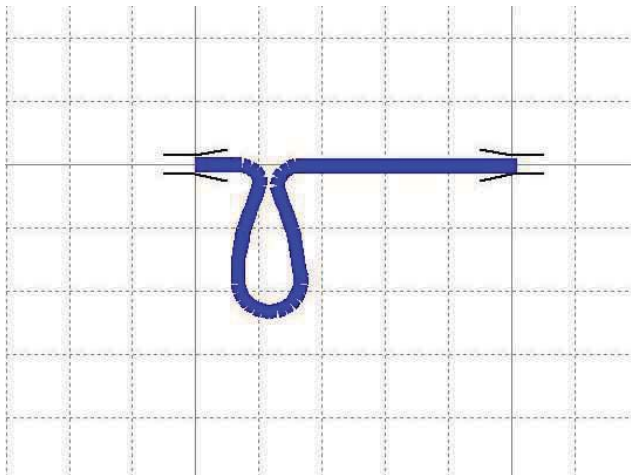


Figura 5a. En la figura se observa un resorte con diseño de bull loop realizado por computadora, el cual se muestra antes de ser activado. Simulado con la ayuda del software loop 1.7.

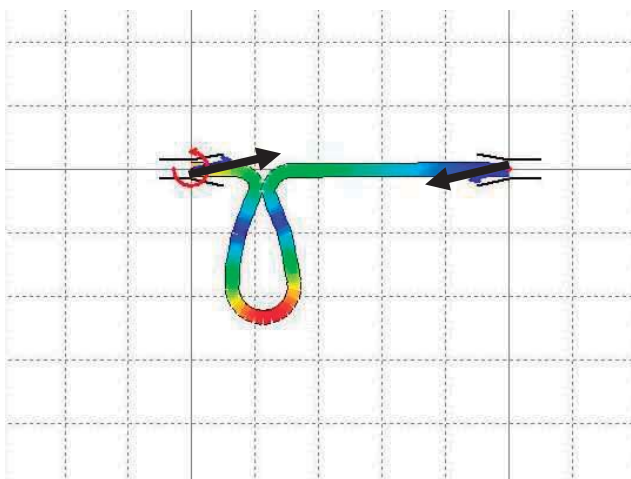


Figura 5b. En la figura se muestra por medio de flechas, la dirección de la fuerza que ejerce el alambre con doblez de bull loop después de su activación. Se utilizó el mismo loop de la figura 5a., realizado por medio del software loop 1.7.

10. RESULTADOS

Los niveles de fuerza óptima Para la movilización ortodóntica de los dientes deben ser lo bastante elevados como para estimular la actividad celular sin llegar a ocluir por completo los vasos sanguíneos del ligamento periodontal. A la hora de determinar el efecto biológico, son importantes la intensidad de la fuerza aplicada sobre un diente y también la zona del ligamento periodontal por la que se distribuye dicha fuerza. Dado que la distribución de las fuerzas en el ligamento periodontal (y por consiguiente, la presión) difiere en función de los diferentes tipos de movimiento dental, habrá que especificar el tipo de movimiento dental, además de la cuantía de la fuerza a la hora de determinar los niveles de fuerza óptimos para el tratamiento ortodóntico.⁴

TIPO DE MOVIMIENTO	FUERZA (gramos)
Inclinación	Fuerzas ligeras y continuas de 35-60
Movimiento en masa (TRANSLACION)	Fuerzas intensas Llevar los dientes de adelante a detrás sin rotación de 70-120
Enderezamiento radicular (Torque)	Fuerzas intensas. Movimientos de la raíz sin movimiento de la corona de 50-100
Rotación	Fuerzas disipantes Movimientos del diente alrededor de su eje largo de 35-60
Extrusión	Fuerzas ligeras o medias. Movimientos fuera del alveolo de 35-60
Intrusión	Fuerzas muy ligeras. Movimientos del diente en el alveolo de 10-20

Tabla 2. *Fuerzas óptimas para la movilización ortodóntica de los dientes obtenida de*

Proffit William R. Ortodoncia contemporánea. Teoría y práctica. Tercera edición, editorial Harcourt, Madrid España; 2001, p 304.

10.1 Resultados de la aleación de acero inoxidable

Muestra	Activación 1mm 20 Febrero 2009	Activación de 2mm 24 Marzo de 2009	Activación de 3mm 20 Abril de 2009
1	190 gramos	249 gramos	230 gramos
2	195 gramos	198 gramos	176 gramos
3	195 gramos	250 gramos	220 gramos
4	195 gramos	234 gramos	210 gramos
5	185 gramos	249 gramos	206 gramos
6	200 gramos	230 gramos	212 gramos
7	195 gramos	245 gramos	208 gramos
8	198 gramos	247 gramos	250 gramos
9	195 gramos	244 gramos	250 gramos
10	185 gramos	180 gramos	194 gramos

Tabla 3. En esta tabla se observan los resultados obtenidos de la fuerza en gramos generada por las 10 barras de aleación de acero inoxidable de 0.016”X0.022” con doblez de bull loop al ser activados por medio del dinamómetro a 1, 2 y 3 milímetros, con ayuda de la regla milimétrica y el microscopio, así como, las fechas en las que fueron realizadas dichas activaciones.

COMPARACION DE LA FUERZA DESARROLLADA POR TRES DIFERENTES ALEACIONES USADAS EN
ARCOS DE RETRACCION ACTIVADAS A TRES MEDIDAS

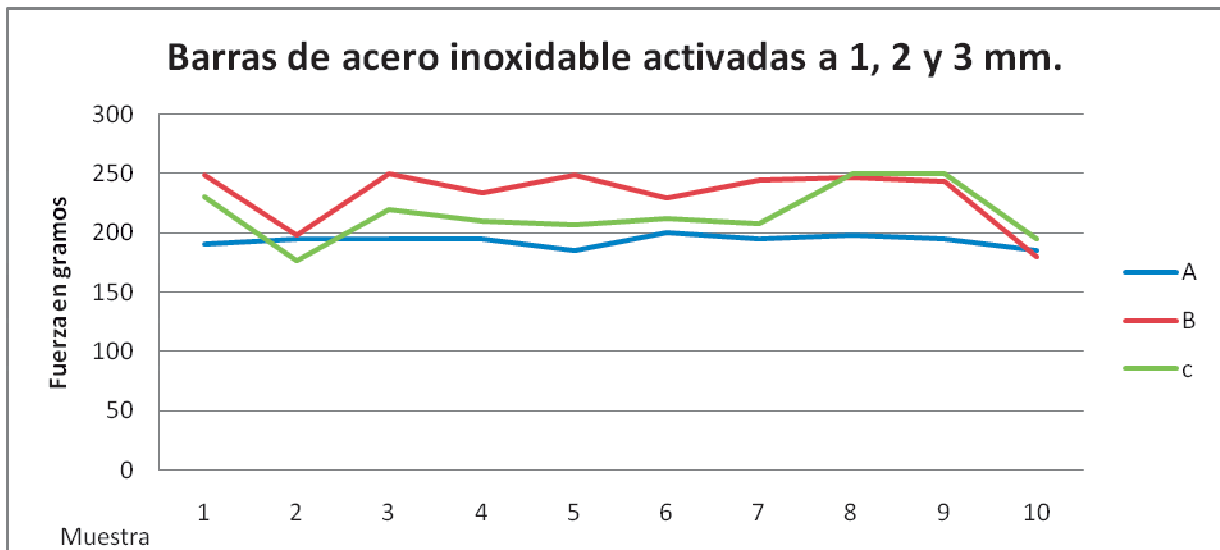


Figura 6

— Fuerza en gramos generada por la activación a 1mm de las 10 barras de acero inoxidable de 0.016"X0.022" con doblez de bull loop. Con una media y D.E (193.3 ± 5.05)

— Fuerza en gramos generada por la activación a 2mm de las 10 barras de acero inoxidable de 0.016"X0.022" con doblez de bull loop. (232.6 ± 24.27)

— Fuerza en gramos generada por la activación a 3mm de las 10 barras de acero inoxidable de 0.016"X0.022" con doblez de bull loop. (215.6 ± 23.14)

En la grafica se muestra la cantidad de fuerza generada en gramos por cada una de las 10 barras rectas de acero inoxidable de 0.16"X0.022" con doblez de bull loop, las cuales, al ser activadas a 1 milímetro desarrollan una fuerza menor a los 200 gramos, mientras que al ser activadas a 2 milímetros generan un rango de fuerza de 250 gramos, sin embargo, al ser activadas a 3 milímetros el rango de fuerza desarrollada es de 200 a 250 gramos, lo cual indica que al activarse a 3 milímetros

COMPARACION DE LA FUERZA DESARROLLADA POR TRES DIFERENTES ALEACIONES USADAS EN
ARCOS DE RETRACCION ACTIVADAS A TRES MEDIDAS

genera una fuerza menor que al ser activados a 2 milímetros y mayor que al ser activadas a 1 milímetro.

10.2 Resultados de la aleación de beta titanio (TMA)

Muestra	Activación de 1mm 20 Febrero de 2009	Activación de 2mm 24 de Marzo de 2009	Activación de 3mm 20 de Abril de 2009
11	72 gramos	130 gramos	198 gramos
12	72 gramos	150 gramos	214 gramos
13	105 gramos	162 gramos	214 gramos
14	75 gramos	136 gramos	222 gramos
15	65 gramos	158 gramos	244 gramos
16	75 gramos	122 gramos	180 gramos
17	83 gramos	128 gramos	214 gramos
18	87 gramos	168 gramos	208 gramos
19	102 gramos	188 gramos	225 gramos
20	65 gramos	106 gramos	210 gramos

Tabla 4. En esta tabla se muestran los resultados obtenidos de la fuerza en gramos desarrollada por las 10 barras de aleación de (TMA) de 0.016"X0.022" con doblez de bull loop al ser activadas a 1, 2 y 3 milímetros con el dinamómetro y la precisión del microscopio, así como las fechas de cada intervalo de activación.

COMPARACION DE LA FUERZA DESARROLLADA POR TRES DIFERENTES ALEACIONES USADAS EN
ARCOS DE RETRACCION ACTIVADAS A TRES MEDIDAS

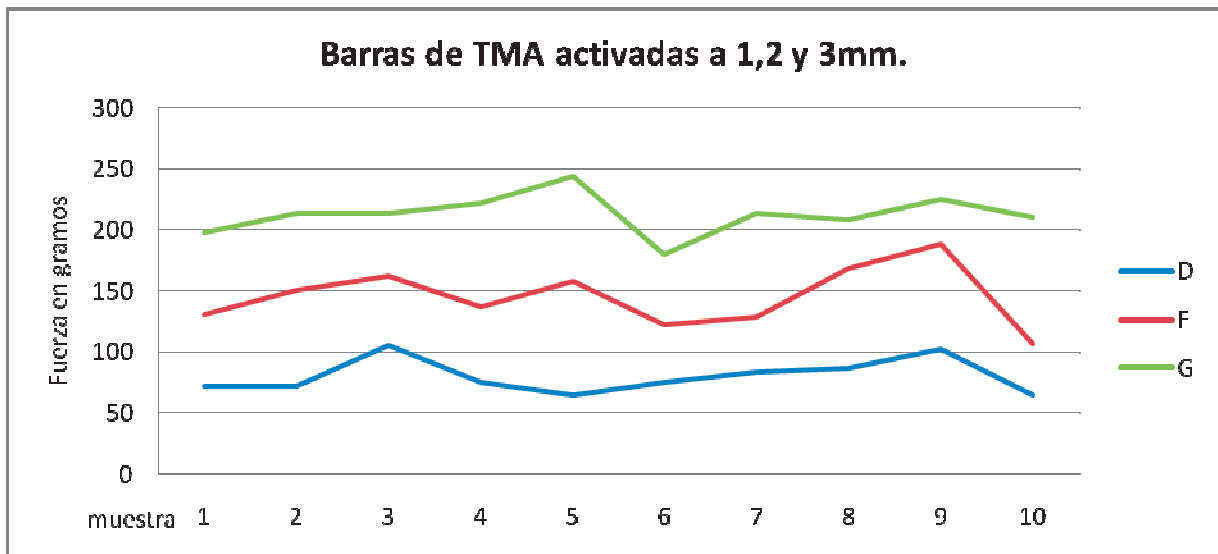


Figura 7

— Fuerza en gramos desarrollada por las 10 barras de TMA de 0.016"X0.022" con doblez de bull loop al ser activadas a 1 milímetro. (80.1 ± 14.12).

— Fuerza en gramos desarrollada por las 10 barras de TMA de 0.016"X0.022" con doblez de bull loop al activarse a 2 milímetros. (144.8 ± 24.73).

— Fuerza en gramos generada por las 10 barras de TMA de 0.016"X0.022" con doblez de bull loop al ser activadas a 3 milímetros. (212.9 ± 16.78).

En las 10 barras rectas de 0.016"X0.022" de beta-titanio que se muestran en la grafica, se observo que al ser activadas a 1 milímetro se requiere una fuerza de 60 a 100 gramos, estas mismas al ser activadas a 2 milímetros requirieron de una fuerza en un rango de 150 gramos y a si mismo, al ser activadas a 3 milímetros se requirió de una fuerza en gramos de 220 gramos, lo cual nos indica que a mayor cantidad en milímetros de activación mayor es la fuerza generada en gramos por las barras de TMA.

COMPARACION DE LA FUERZA DESARROLLADA POR TRES DIFERENTES ALEACIONES USADAS EN
ARCOS DE RETRACCION ACTIVADAS A TRES MEDIDAS

10.3 Resultados de la aleación de cromo cobalto (Elgiloy)

Muestra	Activación de 1mm 20 Febrero de 2009	Activación de 2mm 24 de Marzo de 2009	Activación de 3mm 20 de Abril de 2009
21	127 gramos	170 gramos	219 gramos
22	135 gramos	162 gramos	217 gramos
23	102 gramos	160 gramos	243 gramos
24	198 gramos	166 gramos	241 gramos
25	192 gramos	218 gramos	241 gramos
26	158 gramos	214 gramos	240 gramos
27	192 gramos	184 gramos	222 gramos
28	196 gramos	222 gramos	226 gramos
29	170 gramos	232 gramos	226 gramos
30	183 gramos	248 gramos	226 gramos

Tabla 5. En la tabla observamos los resultados de la fuerza en gramos obtenida al ser activadas con el dinamómetro las 10 barras de 0.016"X0.022" con doblez de bull loop de aleación de cromo-cobalto a 1, 2 y 3 milímetros, también se muestra las fechas en las que fueron realizadas las activaciones.

COMPARACION DE LA FUERZA DESARROLLADA POR TRES DIFERENTES ALEACIONES USADAS EN
ARCOS DE RETRACCION ACTIVADAS A TRES MEDIDAS

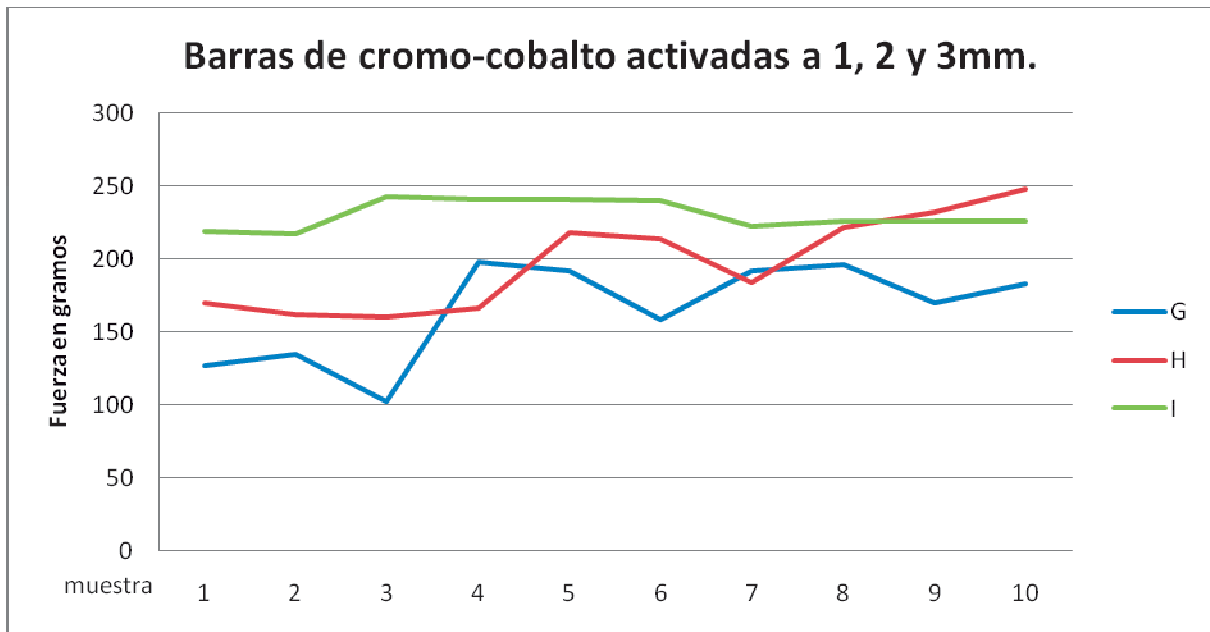


Figura 8.

— Fuerza en gramos desarrollada por las 10 barras de Elgiloy de 0.016"X0.022" con doblez de bull loop al ser activadas a 1 milímetro. (165.3 ± 33.69).

— Fuerza en gramos desarrollada por las 10 barras de Elgiloy de 0.016"X0.022" con doblez de bull loop al ser activadas a 2 milímetros. (197.6 ± 32.71).

— Fuerza en gramos desarrollada por las 10 barras de Elgiloy de 0.016"X0.022" con doblez de bull loop al ser activadas a 3 milímetros. (230.1 ± 10.07).

En esta ocasión se observó en la gráfica la fuerza desarrollada por las 10 barras de elgiloy de 0.016"X0.022" las cuales, al ser activadas a 1 milímetro requirieron de un rango de fuerza de 100 a 200 gramos, estas mismas al ser activadas a 2 milímetros generaron un rango de fuerza de 160 a 250 gramos, y al ser activadas a 3 milímetros el rango de fuerza requerido fue de 220 a 240 gramos, indicando que a mayor activación mayor es la fuerza en gramos generada por las barras de Elgiloy.

10.4 Análisis estadístico de los resultados, utilizando la prueba de distribución t students por muestras pareadas.

Para los datos que se procesaron por la prueba estadística de distribución t por muestras pareadas se estableció un Intervalo de confianza del 95%, $\alpha = 0.05$ y $p < 0.05$.

Paired Differences

Variables	Mean	Std. Dev	Std.Error Mean	95% Interval	Confidence DiferenceI	t	df	Sig. 2(tailed)
pares				Lower	Upper			
A – D	113,200	12,2456	3,8724	104,4400	121,9600	29,232	9	.000
D – G	-85,200	40,6470	12,8537	-114,2771	-56,1229	-6,628	9	.000
A - G	28,000	34,7083	10,9757	3,1712	52,8288	2,551	9	.031

Tabla 6.

En la tabla se observa el análisis estadístico por pruebas pareadas para cada uno de los grupos de aleación de .016”X.022” (A- acero inoxidable, D - beta-titanio y G - cromo –cobalto) las cuales, al ser activadas a 1 milímetro obtuvieron diferencia estadísticamente significativa para cada par de grupo de aleación.

COMPARACION DE LA FUERZA DESARROLLADA POR TRES DIFERENTES ALEACIONES USADAS EN
ARCOS DE RETRACCION ACTIVADAS A TRES MEDIDAS

Para los datos que se procesaron por la prueba estadística de distribución T por muestras pareadas se estableció un Intervalo de confianza del 95%, $\alpha = 0.05$ y $p < 0.05$.

Paired Differences

Variables	Mean	Std. Dev	Std.Error Mean	95% Interval	Confidence DiferenceI	t	df	Sig. 2(tailed)
pares				Lower	Upper			
B – E	87,800	24,0638	7,6096	70,5858	105,0142	11,538	9	.000
E – H	-52,800	40,8052	12,9037	-81,9903	-23,6097	-4,092	9	.003
B - H	35,000	45,1442	14,2759	2,7058	67,2942	2,452	9	.037

Tabla 7.

En esta tabla se muestra el análisis estadístico por pruebas pareadas para cada grupo de aleación de .016”X.022” (B – acero inoxidable, E – beta-titanio y H – cromo-cobalto) que al ser activadas a 2 milímetros, se obtuvo evidencia estadísticamente significativa para cada grupo de aleación.

COMPARACION DE LA FUERZA DESARROLLADA POR TRES DIFERENTES ALEACIONES USADAS EN
ARCOS DE RETRACCION ACTIVADAS A TRES MEDIDAS

Para los datos que se procesaron por la prueba estadística de distribución T por muestras pareadas se estableció un Intervalo de confianza del 95%, $\alpha = 0.05$ y $p < 0.05$.

Paired Differences

Variables	Mean	Std. Dev	Std.Error Mean	95% Interval	Confidence DiferenceI	t	df	Sig. 2(tailed)
pares				Lower	Upper			
C – F	2,7000	29,2956	9,2641	-18,2568	23,6568	,291	9	.777
F – I	-17,200	18,0973	5,7229	-30,1460	-4,2540	-3,005	9	.015
C – I	-14,500	24,8786	5,8673	-32,2971	3,2971	-1,843	9	.098

Tabla 8.

Aquí se muestra el análisis estadístico por pruebas pareadas de cada grupo de aleación de .016”X.022” (C – acero inoxidable, F – beta-titanio e I – cromo cobalto) al ser activados a 3 milímetros, arrojando evidencia estadísticamente significativa únicamente para el par F-I en la cual se obtuvo una $p = .015$, sin embargo, no se encontró una significancia estadística para el par C-F ($p = 0.777$), así como para el par C-I ($p = .098$).

11. DISCUSIONES

Para lograr una respuesta adecuada de los tejidos periodontales durante el tratamiento ortodontico, es necesario el uso de una magnitud de fuerza apropiada que produzca el movimiento deseado de los dientes sin ocasionar daño al periodonto, evitando así que el movimiento sea lento o incluso nulo, lo que provoca, retraso de tiempo en el tratamiento de pacientes sometidos a terapia ortodontica. Durante la mecánica de retracción es de suma importancia tomar en cuenta el tipo de aleación que será utilizada para este fin, ya que cada aleación genera un rango de fuerza diferente debido a las características propias de cada una. Es por esto, que debemos tomar en cuenta el tipo y la magnitud del movimiento, la aleación, tamaño y forma del alambre para lograr con ello una respuesta optima de los tejidos dando lugar a un movimiento adecuado que facilite la terapia ortodontica.

En este estudio se evaluó la fuerza generada in vitro por tres tipos de aleación: la aleación de acero inoxidable, la aleación de beta-titanio (TMA) y la aleación cromo cobalto (Elgiloy) en treinta barras de 0.016"X0.022" todas de marca ormco, en los cuales se realizo un doblez de bull loop, el cual es usado durante la mecánica de retracción ortodontica, cada barra fue activada a un milímetro y fijado por cuatro semanas, en tres intervalos de un milímetro, hasta un total de tres milímetros.

Los resultados presentados en este estudio demostraron que la magnitud de la fuerza generada por las 10 barras de aleación de acero inoxidable activado a 1 milímetro genera una fuerza promedio de 200 gramos, al ser activadas a 2 milímetros la fuerza promedio generada de 250 gramos, es la mas alta y al ser activado a 3 milímetros la fuerza generada se encuentra en un rango entre los 200 y 250 gramos. Mientras que la fuerza desarrollada por las 10 barras de aleación de beta-titanio (TMA) al ser activadas a 1 milímetro fue en un rango de 60 a 100 gramos, estas mismas al ser activadas a 2 milímetros la fuerza desarrollada aumento a un rango de 150 gramos, así también, aumento al ser activadas a 3 milímetros generando un

fuerza de 220 gramos. En el caso de las 10 barras de aleación de cromo-cobalto (Elgiloy) se observó que al ser activadas a 1 milímetros la fuerza generada fue en un rango de 100 a 200 gramos, al ser activadas a 2 milímetros la fuerza generada aumento a un rango entre 160 a 250 gramos y al ser activadas a 3 milímetros la fuerza generada aumento aun mas en un rango de 230 a 240 gramos.

Para las aleaciones de TMA y Elgiloy se observó que a mayor activación mayor fue la fuerza generada por estas aleaciones.

En los resultados del análisis estadístico por pruebas pareadas en este estudio, se observó una diferencia significativa entre las aleaciones de acero inoxidable y beta-titanio ($p < 0.05$), beta-titanio y cromo cobalto ($p < 0.05$) y acero inoxidable y cromo cobalto ($p = 0.031$) al ser activadas a 1 milímetro. Así como, entre las aleaciones de acero inoxidable y beta-titanio ($p < 0.05$), beta-titanio y cromo cobalto ($p < 0.05$) y acero inoxidable y cromo-cobalto ($p = 0.037$) al ser activadas a 2 milímetros. Este resultado se puede explicar por la diferencia en la composición material de cada aleación.

Sin embargo, al ser activados a 3 milímetros únicamente se observó diferencia significativa entre las aleaciones de beta-titanio y cromo cobalto ($p = 0.015$), no existiendo diferencia estadísticamente significativa, para los pares de aleaciones de acero inoxidable-beta-titanio ($p = 0.77$) y acero inoxidable-cromo cobalto ($p = 0.098$).

En este estudio se observó que la fuerza generada por las barras de aleación de beta-titanio (TMA) al ser activadas a 1, 2 y 3 milímetros resultaron ser menores que las barras de las aleaciones de acero inoxidable y cromo cobalto, así como también, fueron fuerzas dentro del rango de fuerza requerido para el movimiento de translación durante la mecánica ortodóntica de cierre de espacios. Estos resultados concuerdan con lo demostrado en estudios anteriores por Goldberg y Burstone en 1979 y Vinod y colaboradores en 2003, en los cuales concluyeron que la aleación de TMA presenta mejores características para la terapia ortodóntica que la aleación de

acero inoxidable. Así también, en un estudio realizado en 1999 por Ferreira en el cual los resultados mostraron que la fuerza desarrollada por las 3 diferentes aleaciones de acero inoxidable, beta-titanio y cromo-cobalto depende; de la activación, tamaño del alambre y el material del alambre, en su estudio concluyo que la aleación de TMA tiene mejor rango de fuerza y mejor rango de loop.

12. CONCLUSIONES

Los resultados de este estudio coinciden con los de otras investigaciones en las que se compararon las características del material de las aleaciones de acero inoxidable, beta-titanio y cromo-cobalto, sugiriendo el uso de doblez de retracción para la mecánica de cierre de espacios.

La fuerza en gramos generada por las barras de aleación de alambre de 0.016X0.022" de acero inoxidable, beta-titanio y cromo-cobalto, con doblez de bull loop activados a 1, 2 y 3 milímetros fue diferente en cada activación.

En el caso de las aleaciones de beta-titanio y cromo cobalto se observó que a mayor activación mayor fue la fuerza desarrollada, mientras que en la aleación de acero inoxidable la fuerza necesaria para conseguir la tercera activación fue menor en comparación con la segunda.

Se obtuvo como resultado que la aleación de alambre de 0.016X0.022" con doblez de bull loop que menor fuerza en gramos requiere al ser activada, es la aleación de beta-titanio, seguida por la de cromo-cobalto y por último la de acero inoxidable.

En el análisis estadístico por pruebas pareadas se observó que las tres diferentes aleaciones de alambre de 0.016"X0.022" de acero inoxidable, beta-titanio y cromo cobalto con doblez de bull loop, al ser activadas a 1 y 2 milímetros demostraron diferencia significativa entre ellas. Sin embargo, al ser activadas a 3 milímetros únicamente se encontró diferencia significativa en el par beta-titanio - cromo-cobalto. No se encontró diferencia estadística en los pares de aleaciones de acero inoxidable - beta-titanio y acero inoxidable - cromo-cobalto.

13. PROPUESTA

En la práctica ortodóntica es común el uso de la aleación de acero inoxidable, con algún diseño de loop para realizar la mecánica de cierre de espacios, que generalmente es usada en pacientes que se han sometido a extracciones. Sin embargo los resultados obtenidos en este estudio sostienen que la aleación mas indicada para este fin es la de beta-titanio (TMA), debido a que la fuerza generada en gramos por esta resulta ser la ideal para lograr el movimiento de translación de los órganos dentarios sin provocar daño a los tejidos del ligamento periodontal. Basados en estos resultados es que se propone el uso de la aleación de beta-titanio en la clínica del postgrado de ortodoncia de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo con el objetivo de reducir el tiempo de tratamiento de los pacientes con terapia de ortodoncia.

14. DESVENTAJAS DEL ENSAYO.

Durante la elaboración de este estudio, realizado en 30 barras de 0.016"X0.022" de las tres diferentes aleaciones; acero inoxidable, beta-titanio y cromo-cobalto al ser activadas a 3 milímetros con ayuda del dinamómetro se presento una dificultad en la lectura de la fuerza generada en gramos, debido a que, el rango de fuerza para que fue diseñado el dinamómetro empleado para este estudio fue de 0 gramos a 250 gramos, sin embargo, fueron detectadas tres medidas de rangos de fuerza mayores a la capacidad de medición del dinamómetro. Estas medidas fueron registradas con el valor más alto capaz de leerse en el dinamómetro (250 gramos).

La otra desventaja, fue considerada por un profesor del postgrado de ortodoncia, debido a que los bull loop diseñados en cada una de las 30 barras de 0.016"X0.022" de las tres diferentes aleaciones, fueron realizados de mi propia mano, por lo que se considero que los loops no eran exactamente simétricos. Sin embargo, este estudio fue realizado con la finalidad de que los ortodoncistas realicen con facilidad dobleces con el diseño que mas convenga a sus fines durante la mecánica ortodontica, incluyendo a los alumnos de la especialidad de ortodoncia del postgrado de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, facilitando de esta manera la terapia ortodontica. Por este motivo se sugiere la realización de un estudio comparativo que incluya arcos de ortodoncia con doblez de bull loop prefabricados.

15. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. - Isaacson RJ, Lindauer SJ, Davidovitch M. The ground rules for arch wire design. Seminary of Orthodontics. 1995; 1:3–11.
2. - Canut Brusola José Antonio. Ortodoncia clínica y terapéutica. Editorial Masson, Segunda edición, Barcelona, España; 2000, pp. 200-84, 304, 366-84.
3. - Nikolai RJ: Bioengineering analysis of orthodontic mechanics, American Journal Orthodontics. 1996, 88-92.
4. - Proffit William R. Ortodoncia contemporánea. Teoría y práctica. Tercera edición, editorial Harcourt, Madrid España; 2001, p 301-28.
5. - Thurow RC. Edgewise Orthodontics. Cuarta edición, editorial Mosby; San Luis Misoury, 1982.
6. - Uribe Restrepo Gonzalo Alonso. Ortodoncia. Teoría y clínica. Primera edición. Editorial Corporación para investigaciones biológicas. Medellín, Colombia 2004. pp. 165-9, 230-65.
7. - Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. American Journal Orthodontics. 1981. 80:81–16.
8. - Johnson E, Lee R. Relative stiffness of orthodontic wires. Journal Clinical Orthodontics. 1989. 23:353–63.
9. - Earl Johnson, DDS, Relative Stiffness of Beta Titanium Archwires. The Angle Orthodontist. 2002 Enero, 73(3): 259–69.
10. - Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedia. 1989. 96:100–09.

11. - Burstone CJ, Goldberg AJ. TMA a new orthodontic alloy. American Journal Orthodontics. 1980, 77: 121–32.
12. - Interlandi, Sebastião. Ortodoncia. Bases para la iniciación. Primera edición en español. Editorial artes médicas latinoamericanas. Sao Paulo, Brasil 2002. pp. 492
13. - Matthew C. Biermann; David W. Berzins; Thomas Gerard Bradley. Thermal Analysis of As-received and Clinically Retrieved Copper-nickel-titanium Orthodontic Archwires. The Angle Orthodontist. 77(3):499–503.
14. - Renato Parsekian Martins; Peter H. Buschang; Rodrigo Vieceilli; Ary dos Santos-Pinto Curvature Versus V-Bends in a Group BTitanium T-Loop Spring. The Angle Orthodontist. Vol. 78(3):517–23.
15. - Andrew J. Kuhlberg, DMD, MDS; Derek Priebe, DDS, MDS. Testing Force Systems and Biomechanics Measured Tooth Movements from Differential Moment Closing Loops. The Angle Orthodontist. 2001 Octubre. 73(3):3270–80.
16. - Shroff B, Yoon WM, Lindauer SJ, Burstone CJ. Simultaneous intrusion and retraction using a three-piece base arch. Angle Orthodontics. 1997, 67:455–61
17. - Brezniak N, Wasserstein A. Orthodontically induced inflammatory root resorption. Part I: The basic science aspects. Angle Orthodontics. 2002, 72: 175–79.
18. - Chen J, Markham DL, Katona TR. Effects of T-loop geometry on its forces and moments. Angle Orthodontics. 2000, 70:48-51
19. - Angell R.C. Comparison of gold alloy and stainless steel wire for orthodontic arches and spring. Journal of dental Research. 1950, Abril. 29 (2):143-47

20. - Goldberg John y Burstone Charles. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. Journal Dental Research. 1979, Febrero. 58(2):593–600.
21. - Burstone Charles J. The segmented arch approach to space closure. American Journal Orthodontics. 1982, Noviembre. 82 (5):361-78
22. - Marcelo do Amaral Ferreira. CD, EO. The wire material and cross-section effect on double delta closing loops regarding load and spring rate magnitude. American Journal Dentofacial Orthodontic 1999, 115:275-82
23. - Kazuo Hayashi, DDS, PhD, Yoshima Araki, PhD, Itaru Mizoguchi, DDS, PhD. Nonlinear Large-Deflection Analysis of Orthodontic Wires The Angle Orthodontist. Abril de 2003, 74(1):112–17.
24. - Vinod Krishnan, MDS, K. Jyothindra Kumar, MDS, M.Orth RCS, MDO RCPS, FDS RC. Weld Characteristics of Orthodontic Archwire Materials The Angle Orthodontist. 2003 Septiembre, 74(4):533–38.
25. - Vinod Krishnan, MDS; K. Jyothindra Kumar, MDS, M. Orth RCS, MDO RCPS, FDS RCS. Mechanical Properties and Surface Characteristics of Three Archwire Alloys. The Angle Orthodontist. 2003 Noviembre, 74(6):825–31.
26. - Yeen Lim; Andrew Quick; Michael Swain; Peter Herbison. Temperature Effects on the Forces, Moments and Moment to Force Ratio of Nickel-Titanium and TMA Symmetrical T-loops The Angle Orthodontist. Diciembre 2007, 78(6):1035–42
27. - Nelson KR, Burstone CJ, Goldberg J. Optimal welding of TMA orthodontic wires. American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics. 1987, 92:213–19.
28. - Owmann-Moll P, Kurol J, Lundgren D. continuo contra la fuerza ortodóntica continua interrumpida relacionada con el movimiento del diente y la resorción tempranos de la raíz. Angle Orthodontist. 1995; 65:395 – 402.