

Información Importante

La Universidad Santo Tomás, informa que el(los) autor(es) ha(n) autorizado a usuarios internos y externos de la institución a consultar el contenido de este documento a través del Catálogo en línea de la Biblioteca y el Repositorio Institucional en la página Web de la Biblioteca, así como en las redes de información del país y del exterior con las cuales tenga convenio la Universidad.

Se permite la consulta a los usuarios interesados en el contenido de este documento, para todos los usos que tengan **finalidad académica**, nunca para usos comerciales, siempre y cuando mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de grado y a su autor.

De conformidad con lo establecido en el Artículo 30 de la Ley 23 de 1982 y el artículo 11 de la Decisión Andina 351 de 1993, la Universidad Santo Tomás informa que “los derechos morales sobre documento son propiedad de los autores, los cuales son irrenunciables, imprescriptibles, inembargables e inalienables.”

Bibliotecas Bucaramanga
Universidad Santo Tomás

**VALORES DE FUERZA EN MOVIMIENTOS DE PRIMER Y
SEGUNDO ORDEN EN UN TIPO DE BRACKET DE
AUTOLIGADO CON DOS PRESCRIPCIONES DIFERENTES**

Evis Carolina Della Rocca Álvarez y Jenny Andreína García Vega

Trabajo de grado para optar el título de especialista en Ortodoncia

Director
Marco Aurelio Pardo Silva

Universidad Santo Tomás, Bucaramanga
División en Ciencias de la Salud
Especialización de Ortodoncia
2015

RESUMEN

El movimiento dental ortodóncico es generado por un sistema de fuerzas, a través de la utilización de dispositivos, los cuales crean una reacción a nivel del ligamento y hueso alveolar. La literatura reporta que el tratamiento ortodóncico óptimo, es aquel que genera una mayor tasa de movimiento dental con menos efectos adversos, pero el concepto de nivel de fuerza óptima sigue siendo controversial. La combinación de brackets-alambres es un factor determinante en los niveles de fuerza aplicado sobre los dientes durante el tratamiento. El propósito de este estudio fue determinar si las fuerzas empleadas en los movimientos de primer y segundo orden, en dos prescripciones distintas, con un sistema de autoligado, son estadísticamente diferentes. Se utilizaron combinaciones de brackets con prescripción MBT y Roth con alambres Níquel Titanio Superelástico 0,016" y 0,016"x0,016", los cuales simulaban movimientos de primer y segundo orden. Resultados: Se demostraron mayores niveles de fuerza en descarga en la prescripción MBT, se registraron valores altos en el movimiento de segundo orden Oclusal pero los valores más altos de fuerza se demostraron en los movimientos de primer orden, específicamente en descarga bucal. Conclusiones: La prescripción, geometría del alambre y la dirección del movimiento influyen en el nivel de fuerza que transmite el bracket al diente.

Palabras claves: Fuerza, movimientos de primer orden, movimientos de segundo orden, prescripción, Roth, MBT

ABSTRACT

Orthodontic tooth movement is generated by a forces system, through the use of orthodontic devices, which create a reaction level of the ligament and alveolar bone. Although the literature reports that optimum orthodontic treatment, is one that generates a higher rate of tooth movement with fewer adverse effects, the concept of optimum level of force remains controversial. The combination of brackets-wire is a determining factor in levels of force applied on the teeth during the treatment. The purpose of this study was to determine if the forces used in the movement of first and second order in two different prescriptions, a system of self-ligation, are statistically different. Combinations of self-ligating brackets with Roth and MBT prescription and superelastic nickel titanium wires 0.016 "and 0.016" x0,016 "which simulated movements of first and second order were used. Result: higher levels of power were demonstrated at Download with the MBT prescription, higher values were recorded in the movement of second Oclusal order but higher strength values were demonstrated in the movements of the first order, specifically buccal download Conclusions: prescription, wire geometry and the direction of movement influencing the level of force transmitting the bracket to the tooth.

Keywords: Force, first order movements, second order movements, prescription, Roth, MBT

TABLA DE CONTENIDO

Resumen

I. Introducción	10
A. Planteamiento del problema	10
B. Justificación	10
C. Objetivos	12
1. Objetivo general	12
2. Objetivos específicos	12
II. Marco teórico	13
A. Movimientos de primer y segundo orden	13
B. Fuerza y biomecánica	15
C. Alambres	17
D. Brackets de autoligado	18
E. Tipos de brackets de autoligado	19
1. Activo	19
2. Pasivo	19
3. Interactivo	20
F. Bioquick®	21
III. Materiales y métodos	24
A. Tipo de estudio	24
B. Muestreo	24
1. Tipo de muestreo	24
2. Tamaño de la muestra	25
C. Criterios de selección	25
1. Criterios de inclusión	25
2. Criterios de exclusión	25
D. Variables	26
E. Consideraciones éticas	27
F. Procedimiento	28
1. Confección del modelo experimental	28
2. Instrumental para la toma de mediciones	30
3. Instrumental requerido para la toma de datos	31
4. Prueba piloto	32
5. Instrumento (Apéndice)	51
6. Nomenclatura	32
G. Procesamiento y análisis de la información	33
1. Análisis univariado	33
2. Análisis bivariado	33

H. Análisis estadístico	33
IV. Resultados	34
V. Discusión	42
A. Conclusiones	45
B. Recomendaciones	45
VI. Bibliografía	46
Apéndice	50
A. Instrumento.....	50
B. Certificado de calibración	53
C. Certificado de calidad	56

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Fuerzas empleadas para los diversos tipos de movimiento	14
Tabla 2. Variables	26
Tabla 3. Promedios y desviaciones estándar de las cuatro combinaciones usadas según cada movimiento y distancia	34
Tabla 4. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las prescripciones MBT/Roth en Brackets Bioquick® (FORESTADENT) con alambres 0,016” Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®), en movimientos de primer y segundo orden, al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$)	35
Tabla 5. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las prescripciones MBT/Roth en Brackets Bioquick® (FORESTADENT) con alambres 0,016”x 0,016” Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®), en movimientos de primer y segundo orden, al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$)	35
Tabla 6. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las geometrías de alambre redondo 0,016” y cuadrado 0,016”x 0,016” Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®), con prescripción MBT en Brackets Bioquick® (FORESTADENT), en movimientos de primer y segundo orden al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$)	36
Tabla 7. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las geometrías de alambre redondo 0,016” y cuadrado 0,016”x 0,016” Níquel Titanio superelástico (3M Unitek®), con prescripción Roth en Brackets Bioquick® (FORESTADENT), en movimientos de primer y segundo orden al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$).....	37
Tabla 8. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las geometrías de alambre redondo 0,016” y cuadrado 0,016”x 0,016” Níquel Titanio superelástico (3M Unitek®), con prescripción MBT en Brackets Bioquick® (FORESTADENT), en movimientos de primer orden al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$).....	37
Tabla 9. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las geometrías de alambre redondo 0,016” y cuadrado 0,016”x 0,016” Níquel Titanio superelástico (3M Unitek®), con prescripción Roth en Brackets Bioquick® (FORESTADENT), en movimientos de primer orden al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$).....	38

Tabla 10. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las geometrías de alambre redondo 0,016” y cuadrado 0,016”x 0,016” Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®), con prescripción MBT en Brackets Bioquick® (FORESTADENT), en movimientos de segundo orden al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$)..... 38

Tabla 11. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las geometrías de alambre redondo 0,016” y cuadrado 0,016”x 0,016” Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®), con prescripción Roth en Brackets Bioquick® (FORESTADENT), en movimientos de segundo orden al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$)..... 39

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Brackets con Clip	18
Figura 2. Brackets con Tapa	19
Figura 3. Brackets de autoligado activo	20
Figura 4. Bracket de autoligado pasivo	20
Figura 5. Comportamiento interactivo del bracket Bioquick®	21
Figura 6. Ganchos en tres dimensiones socavados en la base del bracket	22
Figura 7. Diseño del bracket Bioquick®	22
Figura 8. Bracket Bioquick®	22
Figura 9. Prescripción Roth	23
Figura 10. Prescripción MBT	24
Figura 11. Simulación de movimiento de primer orden.....	28
Figura 12. Simulación de movimiento de segundo orden.....	28
Figura 13. Modelo de acrílico con brackets Bioquick® (FORESTADENT)	29
Figura 14. Comportamiento del alambre dentro del slot del Bracket en carga y descarga del movimiento de primer orden (bucal y palatino)	29
Figura 15. Comportamiento del alambre dentro del slot del Bracket en carga y descarga del movimiento de segundo orden (gingival y oclusal)	30
Figura 16. Máquina Universal de Ensayos	30
Figura 17. Diagrama de flujo de las 160 pruebas que se llevaron a cabo	31
Figura 18. Diagrama de flujo de las mediciones de tipo de movimientos y prescripciones (80 mediciones por cada prescripción)	32

Figura 19. Comportamiento de las cuatro combinaciones usadas según la descarga bucal a diferentes distancias 39

Figura 20. Comportamiento de las cuatro combinaciones usadas según la descarga palatina a diferentes distancias 40

Figura 21. Comportamiento de las cuatro combinaciones usadas según la descarga oclusal a diferentes distancias 41

Figura 22. Comportamiento de las cuatro combinaciones usadas según la descarga gingival a diferentes distancias 42

LISTA DE APÉNDICES

A. Instrumento.....	49
B. Certificado de calibración	52
C. Certificado de calidad	57

I. INTRODUCCIÓN

I. A. Planteamiento del Problema

Con la finalidad de disminuir la necesidad de realizar ajustes en los arcos de alambre, los brackets poseen angulaciones e inclinaciones en sus ranuras, los cuales generan movimientos de segundo y tercer orden, conocidas como tip y torque respectivamente. (1) Estas características se expresan una vez los arcos son introducidos en estas ranuras, las cuales a su vez pueden tener diferentes dimensiones, entre ellas: 0,018" x 0,025" y 0,022" x 0,028". Tener presente estas dimensiones es muy importante durante cada fase de tratamiento, ya que de esto depende el uso de determinado tamaño de arco de alambre en cada una de ellas. (2) La diversidad de los valores de angulación y torque recomendados por algunos autores son conocidos como prescripciones. Y de acuerdo a esta, la cantidad de angulación e inclinación es variable. (3) Se ha demostrado que existe una interacción entre: el ángulo crítico de contacto en el segundo orden y el torque; y entre las cuplas de segundo orden y el torque. (4) Algunas investigaciones han sugerido que el incremento del torque reduce el ángulo crítico de segundo orden y aumenta el momento.

Existe poca evidencia sobre los potenciales de fuerza aplicados a los dientes a través de las combinaciones de los alambres y los brackets de autoligado. La mayoría de las fuerzas se derivan de las configuraciones experimentales, las cuales no registran la variación de la fuerza en función a la dirección del desplazamiento (movimiento de primer, segundo y tercer orden). (5)

Sin embargo no existen estudios que relacionen la fuerza en movimientos de primero y segundo orden en diferentes prescripciones (6) (7) (8) (9) . En consecuencia la presente investigación pretende establecer si las fuerzas empleadas en los movimientos de primer y segundo orden, en dos prescripciones distintas, con un sistema de autoligado, son estadísticamente diferentes

I. B. Justificación

La mayor parte de los tratamientos de ortodoncia utilizan el movimiento dental como parte fundamental de la terapia. Este movimiento dental se origina por: factores externos como son las fuerzas a las cuales responden y factores internos como lo es la respuesta celular. Estas dependen de las características de las fuerzas, que al ser bajas y continuas producen cambios más eficientes y eficaces a nivel del hueso alveolar, en comparación con las fuerzas fuertes e intermitentes. A pesar de las investigaciones, todavía no se ha podido establecer el nivel de fuerza óptimo, ya que ésta, varía según las características de cada individuo, debido a

múltiples factores tales como: posición inicial de los dientes, oclusión, forma y tamaño de las raíces, relación corona-raíz, nivel del hueso alveolar, edad del paciente, capacidad de regeneración de los tejidos, factores genéticos, tipo de aparatología, técnica empleada (2) (10) (11), fuerzas y momentos empleados en un caso dado y la conversión de fuerzas a presión en el ligamento periodontal. Todos estos factores ocasionan que la selección individual de los umbrales de fuerzas en las aplicaciones clínicas para generar el movimiento dental, sean considerados un arte, donde el proceso se convierte en un ejercicio altamente empírico, sin embargo esta variable debería ser controlable, de manera que la selección de los diseños y mecánicas ortodóncicas, sean eficientes y biológicamente seguros. Cabe destacar que la medición del estrés y la tensión producida en el ligamento periodontal en aquellos dientes que han sido sometido a una fuerza ortodóncica es difícil de realizar, solamente la medición de la fuerza aplicada nos puede proveer un estimado de este parámetro. (9) A pesar de esta dificultad, el conocimiento de las fuerzas empleadas en el movimiento dental es muy importante, ya que se ha demostrado que el control inadecuado de ellas puede ocasionar efectos biológicos adversos y movimientos dentales indeseados. (9) (12). Por esta razón todos los intentos por conocer los esfuerzos aplicados a los dientes son importantes y, el uso de fuerzas muy bajas un objetivo clave en el tratamiento de ortodoncia.

Durante el tratamiento ortodóncico, las complejas combinaciones de las fuerzas y momentos son desarrollados por los arcos de alambre para generar un movimiento dental. Aditamentos colocados en los dientes, denominados brackets, sirven tanto de apoyo como de guía en el proceso. Inicialmente los brackets eran estructuras muy simples, pero con el transcurso del tiempo, fueron evolucionando el diseño a geometrías que permitieron incorporar al colocar los alambres adecuados, momentos en el segundo y tercer orden y fuerzas en el primero. Este tipo de diseño, constituye un elemento clave en la técnica de arco recto. Las angulaciones y torques, son los que determinan el tipo de prescripción que posee el sistema de brackets a utilizar. Además, evolucionaron hacia geometrías que intentan reducir los ajustes entre dientes vecinos, simplificar el uso de los elementos que originan la fuerza, controlar efectos indeseables y facilitar el movimiento, entre otras. Dentro de esta evolución se encuentran, los brackets de autoligado, los cuales son empleados con el fin de eliminar o minimizar las fuerzas del ligado en la interfase entre el alambre y el bracket, ya que se incrementa el juego del alambre en la ranura del bracket, ocasionando una reducción en la magnitud de la fuerza. (5) (13) (14). Es importante resaltar que la combinación bracket-alambre es un factor determinante en los niveles de fuerza aplicado a los dientes durante el tratamiento ortodóncico. (9)

No existe en la literatura ninguna mención, hasta donde se conoce, sobre la interacción del torque y el esfuerzo en movimientos de primer y segundo orden. Por ese motivo, la presente investigación pretende establecerlo en un tipo de bracket de autoligado con dos formulaciones diferentes, para determinar la diferencia entre ellos.

Además es un aporte al conocimiento, el saber aproximadamente la fuerza que se le aplica al diente, al comparar dos prescripciones diferentes, y conocer cuánta resistencia friccional genera cada una.

I. C. Objetivos

I. C. 1. Objetivo General

Establecer y comparar los niveles de fuerza en movimientos de primero y segundo orden en un tipo de bracket de autoligado y con diferente prescripción.

I. C. 2. Objetivos Específicos

- Determinar los niveles de fuerza en descarga en alambres 0,016" y 0,016" x 0,016" de Níquel Titanio en movimientos de primer orden (bucales y palatinos) y segundo orden (gingivales y oclusales) en el bracket de autoligado con dos prescripciones diferentes.
- Comparar los valores de fuerza entre movimientos de primer orden en el bracket de autoligado con prescripciones diferentes en alambres 0,016" y 0,016"x 0,016".
- Determinar los valores de fuerza entre movimientos de segundo orden en el bracket de autoligado con prescripciones diferentes en alambres 0,016" y 0,016" x 0,016".
- Establecer diferencias de los valores de fuerza entre movimientos de primer y segundo orden en el bracket de autoligado con diferentes prescripción en alambres 0,016" y 0,016 x 0,016".

II. MARCO TEÓRICO

El tratamiento ortodóncico se basa en la aplicación clínica de conceptos biomecánicos, cuyos principios explican el mecanismo de acción de los aparatos ortodóncicos y del sistema de fuerza empleado para producir el movimiento dental. Los aparatos ortodóncicos se encuentran adheridos a los dientes y estos crean estados de esfuerzo sobre ellos y el hueso alveolar, en donde se produce un remodelado óseo, que genera cambios en la posición espacial de los dientes con el propósito de mejorar la funcionalidad y la estética de todo el sistema masticatorio.

En ortodoncia, las fuerzas transmitidas por: los brackets, alambres y elásticos al sistema dentomaxilar no deben exceder la capacidad de respuesta biológica del paciente, ya que el objetivo principal de estas fuerzas es remodelar el hueso y crear un nuevo equilibrio entre el diente y sus estructuras de soporte. La magnitud ideal del desplazamiento ocasionado por este sistema debería hacer que los procesos se generen con mayor rapidez y eficacia. (15)

II. A. Movimiento de primer y segundo orden

Para obtener un movimiento dental ortodóncico satisfactorio, es necesario utilizar una fuerza continua y de baja intensidad, ya que dicha fuerza va a generar efectos biológicos tanto en el diente como en el ligamento periodontal. Existe una relación entre la distribución de la fuerza en el ligamento periodontal y los diferentes tipos de movimientos dentales, los cuales son importantes para determinar los niveles óptimos de fuerza para el tratamiento ortodóncico. (2)

Un diente puede ser movido en los tres planos del espacio, ya que posee tres ejes distintos, en donde el eje x corresponde al sentido mesio-distal, el eje y al sentido ocluso-gingival y el eje z al sentido buco-palatino. Los movimientos en el eje z se han denominado movimientos de primer orden y aquellos que ocurren en el eje y movimientos de segundo orden. Adicionalmente, los momentos alrededor del eje y se denominan momentos de primer orden, los que ocurren alrededor del eje z momentos de segundo orden y los que ocurren alrededor del eje x momentos de tercer orden. (16)

En la práctica, los momentos de primer orden ocasionan las denominadas rotaciones de los dientes. Un ejemplo de ellos son los dobleces tipo: toe-in, toe-out, in-set u offset. En la clínica, los momentos de segundo orden son aquellos que se realizan en el plano vertical y se emplean para mover las raíces de los dientes en sentido mesio-distal. Un ejemplo de momento de segundo orden es el ocasionado por un tip-back.

Finalmente, un momento de tercer orden es el que se conoce en la clínica como torque y se caracteriza por los movimientos en sentido buco-palatino de las raíces. Aunque torque y torsión son palabras similares, el término más apropiado es el de “momento” o tendencia a la rotación. (10)

Cabe destacar que momento se refiere al producto de la fuerza por la distancia perpendicular entre el punto de aplicación de la fuerza y el centro de resistencia del diente. En palabras más sencillas es una fuerza que actúa a distancia. (2)

La inclinación es la forma más sencilla de movimiento ortodóntico. Dicha inclinación se consigue al aplicar una fuerza única contra la corona del diente, en donde el diente gira alrededor de su centro de resistencia. Se sugiere que las fuerzas de inclinación no deben superar los 50 gr, aproximadamente. (2)

Para generar un movimiento en masa, es necesario la aplicación de dos fuerzas simultáneas sobre la corona de un diente. Para generar este tipo de movimiento es necesario implementar fuerzas intermedias para que se genere la inclinación y traslación del mismo. (2)

Las fuerzas necesarias para producir una rotación de un diente alrededor de su eje longitudinal, son mayores que en cualquier otro tipo de movimiento, sin embargo dichas fuerzas son parecidas a las empleadas para generar una inclinación [Veáse tabla 1] (2).

Tabla 1. *Fuerzas empleadas para los diversos tipos de movimiento.*

TIPO DE MOVIMIENTO	FUERZA * (G)
Inclinación	35 – 60
Movimiento en masa (traslación)	70 – 120
Enderezamiento radicular	50 – 100
Rotación	35 – 60
Extrusión	35 – 60
Intrusión	10 – 20

Nota. *Los valores dependen en parte del tamaño del diente. Los valores más bajos son indicados para los incisivos y los más altos para los dientes posteriores multirradicular adaptado de Proffit W. Ortodoncia Contemporánea. Teoría y práctica. Ediciones Harcourt, S.A. Tercera Edición. 2001

En la actualidad, los brackets tienen un diseño tal, que al colocar el alambre, crean momentos en los tres ejes con el objeto de asegurar una correcta posición de los dientes individualmente y en relación a los demás.

El espacio intrabacket, es aquel que se encuentra entre la ranura del Bracket y un alambre de calibre determinado. Este espacio se presenta tanto en sentido buco-palatino como en sentido ocluso-gingival.

El juego de primer orden es la diferencia entre el tamaño buco-palatino de la ranura del bracket y el tamaño buco-palatino del alambre. En la mayoría de los brackets de autoligado el juego tiende a eliminarse por el cierre de la tapa del bracket. En la mayoría de las técnicas se busca el asentamiento completo del alambre contra el fondo de las ranuras de los brackets desde el comienzo del tratamiento, donde se eliminaría el juego de primer orden. Los brackets de autoligado pasivo, permiten el juego de primer orden y esta característica elimina la resistencia friccional inicial, permitiendo que las rotaciones se puedan corregir con los movimientos mesiodistales. El juego de primer orden afecta también a la posición buco-palatina de los dientes. (10)

El juego de segundo orden se refiere a la diferencia entre la dimensión ocluso-gingival de la ranura de los brackets y el tamaño ocluso-gingival del alambre. Dicho juego influye en la inclinación meso-distal de los dientes y en su posición ocluso-gingival. Cabe destacar que los brackets de la técnica de arco recto, poseen en sus ranuras inclinaciones y angulaciones. Dichas angulaciones generan una cupla de segundo orden que traerá como consecuencia un incremento del torque. (10) (13)

El juego de tercer orden se origina cuando un alambre de sección cuadrada o rectangular es sometido a torsión dentro de las ranuras de los Brackets. Dicho juego depende de las diferencias entre las dimensiones ocluso-gingivales del alambre y la ranura, las dimensiones buco-palatinas de alambre y ranura y si existe o no bisel en el alambre. Dicho juego es crítico para establecer la posición correcta de las raíces en sentido buco-palatino. (10)

II. B. Fuerza y Biomecánica

En el tratamiento de ortodoncia se aplican conocimientos básicos de física y biomecánica con el propósito de diseñar mecanismos eficientes que permitan la aplicación de sistemas de fuerzas a los dientes para generar un movimiento. El movimiento ortodóntico es generado por estímulos mecánicos que se traducen en actividades biológicas celulares, como lo son: la remodelación del ligamento periodontal y del hueso alveolar. (10)

El término de biomecánica se refiere a la relación que existe entre la mecánica y la reacción de los sistemas biológicos (10)

La aplicación de una fuerza a un diente para generar un movimiento, puede ser estudiado en 3 niveles distintos: clínico, celular y biomecánico. En el nivel clínico, se estudian fenómenos como la tasa y dirección del movimiento de los dientes, la respuesta al dolor, movilidad dental, fenómenos de remodelación y reabsorción radicular de los dientes. (10) (17) En el nivel celular, nos proporciona una idea de la dinámica de la biología del movimiento dentario, incluyendo la dinámica del hueso y el tejido conectivo. En el nivel biomecánico, que es poco comprendido, proporciona la capacidad para determinar con precisión el nivel de estrés en diversas zonas del ligamento periodontal. Esto podría ser la mejor manera de correlacionar la aplicación de una fuerza sobre un diente con la respuesta dentaria. (17)

Independientemente del diseño, metodología o filosofía utilizada en la ortodoncia, la fuerza es un componente indispensable ya que sin ella, no se generaría el movimiento dental y la ortodoncia no se podría llevar a cabo.

La fuerza es la acción ejercida por un cuerpo, ya sea un alambre, resorte, elástico, sobre otro cuerpo, diente o hueso, que cambia o tiende a cambiar el estado de inercia de este. También es representada como un vector con magnitud y una dirección. Se expresa matemáticamente como el producto de la masa por la aceleración y presenta:

- Intensidad (medida en unidades de fuerza)
- Dirección (recta o en ángulo)
- Módulo (sentido de la fuerza). (18)

La fuerza posee tres características especiales que son:

- La frecuencia, en donde las fuerzas continuas, leves y por largo tiempo, generan un movimiento dental más eficaz y eficiente en comparación con las fuerzas altas, intermitentes y de corta duración.
- La duración, en donde las fuerzas continuas mueven los dientes más que las fuerzas intermitentes.
- La intensidad, en donde las fuerzas bajas generan un movimiento dental más eficiente y eficaz en comparación a las fuerzas altas. (10)

En la parte clínica, se puede definir la fuerza desde varios puntos, como lo son las fuerzas de carga y descarga, las fuerzas que se aplican con los alambres y las fuerzas que se transfieren a los dientes. En cuanto a las fuerzas de carga y descarga, son aquellas en las cuales pueden ser analizadas en relación con los dientes o en relación con los alambres. Las fuerzas que se aplican con los alambres se definen como fuerza de carga y representan las fuerzas necesarias para llevar el alambre de un estado pasivo a un estado activo. Las fuerzas que se transfieren a los dientes son aquellas fuerzas que se transfieren a los dientes por medio de los alambres y se definen como de descarga, estas fuerzas son iguales y opuestas a las fuerzas de activación (10)

La clasificación de fuerzas ortodónticas es subjetiva, pero se puede resumir de la siguiente forma:

- Fuerzas ligeras: 50 a 100 g
- Fuerzas medias: 100 a 200 g
- Fuerzas fuertes: 200 a 300 g (12)

A pesar de la investigación realizada en este campo, el nivel de fuerza óptima no ha podido ser establecido, ya que la fuerza óptima es una característica individual que depende de varios factores, tales como los factores relacionados con la fuerza aplicada al diente, factores relacionados con el tipo de maloclusión del individuo que recibe la fuerza, condiciones biológicas relacionadas con el individuo, factores relacionados con el conocimiento y comportamiento de los tejidos craneofaciales a la aplicación de fuerzas ortopédicas (10)

II. C. Alambres

Las fuerzas que mueven los dientes durante los tratamientos activos de ortodoncia provienen, generalmente, de los alambres y los elásticos de los aparatos fijos. Los alambres almacenan y liberan energía que se traducen en fuerzas activas que generan un movimiento dental. La selección adecuada del tipo de aleación y la sección transversal del alambre, permite controlar los niveles de fuerza y la magnitud de los momentos necesarios para producir el movimiento dental de forma eficiente. (10)

Las propiedades elásticas fundamentales de los alambres, tales como la rigidez, la resistencia y el rango se alteran, significativamente, por los cambios en los siguientes factores:

- **Diámetro:** la sección transversal o diámetro del alambre pueden influir sobre la resistencia, la rigidez y el rango de trabajo en diferentes proporciones. Al disminuir el tamaño o sección transversal del alambre, la resistencia y la rigidez disminuyen de forma considerable hasta llegar a un punto en que pierden su valor clínico. Al incrementar el diámetro, su rigidez aumenta hasta llegar a un punto en que ya no es útil.
- **Longitud:** al duplicar la longitud del alambre se produce una reducción a la mitad de la resistencia a la flexión, se multiplica la elasticidad por ocho y se multiplica el rango por cuatro.
- **Forma de la sección transversal:** en un alambre redondo, la altura y la profundidad son las mismas y coinciden con el diámetro. En los casos de los alambres cuadrados y rectangulares, existen dos dimensiones que pueden ser modificadas independientemente: (10)

- Altura: se refiere a la dimensión perpendicular al plano de flexión. La rigidez es proporcional al cubo de la altura y la fuerza es proporcional al cuadrado de esta.
- Profundidad: se refiere a la dimensión perpendicular a la altura. No posee efectos en la amplitud de trabajo, la cual es inversamente proporcional a la altura. Afecta de la misma manera a la rigidez y a la fuerza que son directamente proporcionales a ella. (10)

II. D. Brackets de autoligado

Los brackets de autoligado han ganado popularidad en la última década. Sin embargo, este concepto no es nuevo, ya que fue introducido por Stolzenberg a principios de 1930, pero por el escepticismo de la sociedad ortodóntica de ese entonces y la falta de promoción, estos no ganaron mucha popularidad. Sin embargo, durante las últimas décadas, estos brackets han vuelto a ganar interés por la introducción de varios sistemas de ligado y se ha promocionado las ventajas que poseen sobre los brackets convencionales. Una ligadura eficaz es importante ya que garantiza que las fuerzas generadas entre los alambres y los brackets sean transmitidas a los dientes. (19) (20)

El diseño de los brackets de autoligado se caracteriza por presentar un clip que sujeta el arco al bracket [Véase figura 1] o una cubierta o tapa que actúa como una cuarta pared móvil que convierte la ranura en un tubo [Véase figura 2], lo que permite el paso del arco sobre el slot con menor resistencia al deslizamiento. (20) (21)



Figura 1. Bracket con clip. Disponible en: <http://www.brbraces.com/types-of-braces/smartclip-trade.aspx>



Figura 2. Bracket con tapa. Disponible en: <http://carrieresystem.com/Carriere-DVD/index.html>

II. E. Tipos de brackets de autoligado

Los brackets de autoligado se han dividido en dos categorías de acuerdo a su mecanismo de cierre en pasivos y activos. (20)

II. E. 1. Activos

Los brackets de autoligado activos [Véase figura3] poseen un dispositivo deslizante que al ser cerrado no afecta los límites del slot y no ejerce ningún tipo de fuerza sobre el arco, este clip de resorte funciona como una cuarta pared en la ranura del bracket. (20) (22) (23)

II. E. 2. Pasivos

La tapa deslizante o clip actúa manteniendo el arco dentro del slot sin hacerle presión; sin empujarlo hacia el fondo; lo cual minimiza la fricción [Véase figura 4]. El lumen del slot es suficientemente grande lo cual permite al arco moverse libremente dentro del mismo dentro de los límites biológicos. El efecto resultante es obtener un mayor rango de movimiento del diente aplicando menor fuerza. Esto nos permite aplicar fuerzas al diente que no tengan un impacto negativo en el aporte vascular o en el ligamento periodontal. Los brackets de autoligado pasivo a pesar de tener menor resistencia a la fricción pueden tener menor control rotación e inclinación comparada con sistemas activos. (24) (25) (26)

II. E. 3. Interactivos

Cuando el mecanismo de cierre se comporta de dos maneras. Cuando el clip es activo, existe un contacto con el alambre y se aplica una fuerza para asentar el alambre completamente en el fondo de la ranura del bracket. Cuando el clip es pasivo, no existe ningún contacto con el alambre y no se ejerce fuerza contra él. Si el clip es pasivo o activo, dependerá del tamaño del alambre en relación con el tamaño de la ranura y la posición del arco de alambre en el bracket; a estos brackets que suelen tener ambos comportamientos son denominados interactivos. (14) (27)



Figura 3. Bracket autoligado activo. Disponible en:
http://www.forestadent.com/forestadent-es/Produkte/products/01_1_BioPassive_Brackets.php?navanchor=1710063



Figura 4. Bracket autoligado pasivo. Disponible en:
http://www.forestadent.com/forestadent-es/Produkte/products/01_1_BioPassive_Brackets.php?navanchor=1710063

Se ha reportado que los brackets pasivos generan menos fricción en las mecánicas de deslizamiento en comparación con los brackets activos y esta reducción de la fricción genera menos fuerza para producir el movimiento de un diente (28). Cabe destacar que la relación entre el alambre y el bracket en estos tipos de brackets, incrementan el juego del alambre

dentro de la ranura del bracket, ocasionando así una reducción en la magnitud de las fuerzas (5). Entre las otras ventajas que poseen estos brackets encontramos la seguridad en el ligado, mejora la mecánica de deslizamiento y conserva en anclaje, disminuye el tiempo de tratamiento, Incrementa los intervalos de tiempo entre las citas, disminuye el tiempo en el sillón, mejor control de las infecciones, reduce la incomodidad al paciente y mejora la higiene oral. (18) (20)

Sin embargo, ellos poseen algunas desventajas como: el alto costo, posible ruptura del clip o del dispositivo deslizante, gran tamaño debido diseño del mecanismo, interferencia oclusal e incomodidad labial y dificultad para el finalizado debido a la expresión incompleta de los arcos.

Algunos afirman que las fuerzas bajas producidas por los brackets de autoligado producen un movimiento dental más fisiológico y resultados de tratamiento más estables. (20)

II. F. Bioquick® (FORESTADENT)

Es un bracket de autoligado metálico interactivo [Véase figura 5]. Presenta forma angulada, con una base anatómicamente contorneada, adaptándose a la perfección a la corona dentaria, evitando el “balanceo” al presionarlos sobre el diente. Posee un margen periférico alrededor de la base, esto evita que el adhesivo fluya hacia el mecanismo de cierre. Presenta ganchos tridimensionales en la base del bracket [Véase figura 6], posibilitando una adherencia mecánica 30% mayor a los brackets con base de malla. (29)

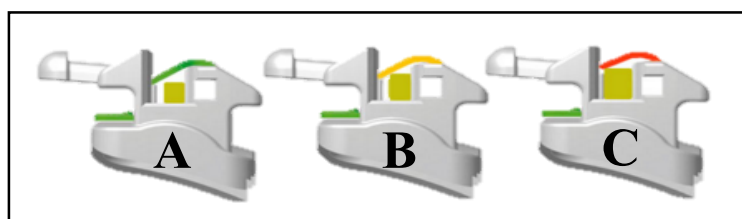


Figura 5. Comportamiento interactivo del Bracket Bioquick®. A. Clip pasivo: hasta 0,018” x 0,018” ó 0,016” x 0,022” B. Clip activo: mayor que 0,018” x 0,018” ó 0,016” x 0,022” C. Clip plenamente activado: 0,018” x 0,025” (slot: 0,018”x0,025”) ó 0,022” x 0,025” (Slot:0,022”x0,028”). Disponible en: http://www.forestadent.com/forestadent-en/Produkte/products/01_2_BioPassive_Brackets.php

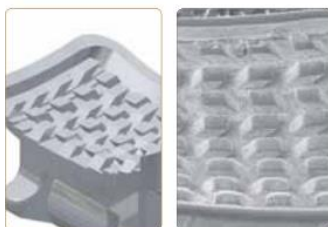


Figura 6. Ganchos en tres dimensiones socavados en la base del bracket general una mayor adherencia. Disponible en:

http://www.forestadent.com/documentpool/infoblaetter/Info_193_BioPassiv_en.pdf

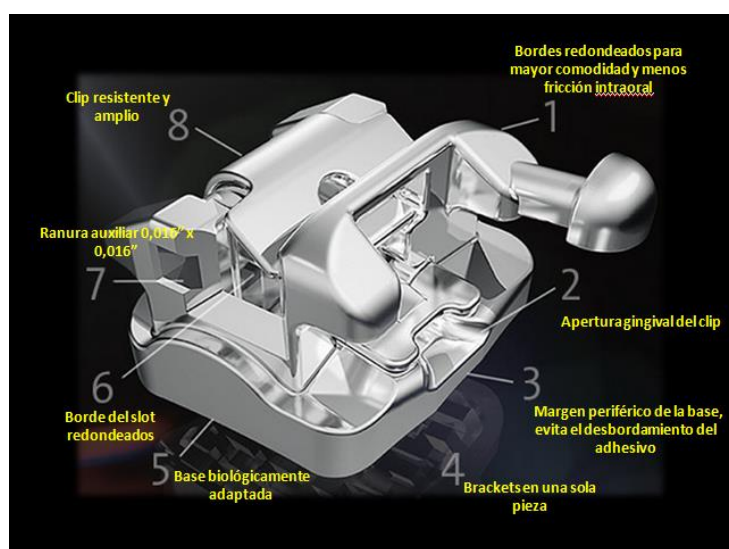


Figura 7. Diseño del bracket de autoligado Bioquick®. Adaptado de: Disponible en:

http://www.forestadent.com/forestadent-en/Produkte/products/Bioquick_Brackets_LP.php?navanchor=10000

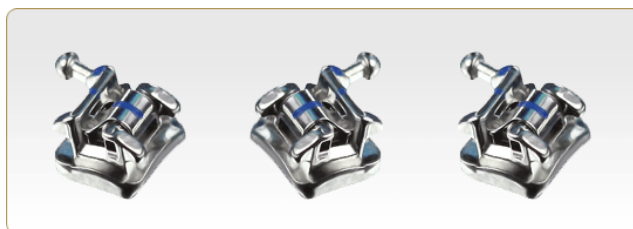


Figura 8. Bracket Bioquick®. Disponible en:

http://www.forestadent.com/forestadent-en/Produkte/products/Bioquick_Brackets_LP.php?navanchor=10000

Otras de sus características es que: Posee un clip de cierre resistente y apertura sencilla desde gingival. Tiene una morfología redondeada de los extremos (mesial y distal) de la ranura y bordes del clip, produciendo un excelente control con mínima fricción, evitando los efectos de acomodación y raspado del arco (binding y notching). Ofrecen una mínima fricción a los arcos de hasta una dimensión de 0,018" x 0,018" ó 0,016" x 0,022", en arcos de mayor calibre el clip actúa de forma activa, produciendo un control total. (29)

El arco sólo tiene contacto en dos puntos, posee más juego y fluye siempre en formas redondeadas, lo que garantiza un deslizamiento sin fricción.

El Bioquick[®] [Véase figura 7 y 8] incorpora una ranura auxiliar (0,016" x 0,016"). Posee brackets para molares, y viene en tres variantes: la base de ganchos, la soldada a bases adhesivas adaptables o soldadas a bandas.

Posee un slot de 0,018"x0,025" o 0,022"x0,028". Presenta prescripción Roth, MBT, Smile. (25) [Véase figura 9 y 10]



Prescripción Roth. (Slot 0,018"x0,025" y 0,022"x0,025")



MAXILAR										
	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5
Torque	-7°	-7°	-2°	+8°	+12°	+12°	+8°	-2°	-7°	-7°
Angulación	0°	0°	+11°	+9°	+5°	+5°	+9°	+11°	0°	0°
In / Out	0.9	0.9	0.9	1.5	1.0	1.0	1.5	0.9	0.9	0.9
Rotación	2°distal	2°distal	4°mesial					4°mesial	2°distal	2°distal

MANDÍBULA										
	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5
Torque	-22°	-17°	-11°	0°	0°	0°	0°	-11°	-17°	-22°
Angulación	0°	0°	+7°	0°	0°	0°	+7°	0°	0°	0°
In / Out	1.2	1.2	1.3	1.6	1.6	1.6	1.6	1.3	1.2	1.2
Rotación	2°distal	2°distal	4°mesial					4°mesial	2°distal	2°distal

Figura 9. Prescripción de Roth. Adaptado de
http://www.forestadent.com/crm/downloads/infoblaetter/es/001a_Info_193_BioPassiv_es.pdf



Prescripción MBT. (Slot 0,018" x 0,025" y 0,022" x 0,028")



MAXILAR										
	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5
Torque	-7°	-7°	-2°	+10°	+17°	+17°	+10°	-2°	-7°	-7°
Angulación	0°	0°	+8°	+8°	+4°	+4°	+8°	+8°	0°	0°
In / Out	1.3	0.9	0.9	1.5	1.1	1.1	1.5	0.9	0.9	1.3

MANDÍBULA										
	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5
Torque	-17°	-12°	-6°	-6°	-6°	-6°	-6°	-6°	-12°	-17°
Angulación	+2°	+2°	+3°	0°	0°	0°	0°	+3°	+2°	+2°
In / Out	1.2	1.2	1.3	1.6	1.6	1.6	1.6	1.3	1.2	1.2

Figura 10. Prescripción de MBT. Adaptado de
http://www.forestadent.com/crm/downloads/infoblaetter/es/001a_Info_193_BioPassiv_es.pdf

III. MATERIALES Y MÉTODOS

III. A. Tipo de estudio

Experimental *In vitro* porque el estudio de las variables se realizará en un laboratorio bajo condiciones controladas. (30)

III. B. Muestreo

III. B. 1. Tipo de muestreo

No probabilístico por conveniencia.

III. B. 2. Tamaño de la muestra

El tamaño de la muestra fueron de 80 pruebas para cada prescripción, dando un total de 160 pruebas.

III. C. Criterios de selección

III. C. 1. Criterios de inclusión

- Brackets de autoligado interactivos Bioquick® (FORESTADENT) con prescripción MBT.
- Brackets de autoligado interactivos Bioquick® (FORESTADENT) con prescripción Roth.
- Arcos de Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®) 0,016"
- Arcos de Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®) 0,016" x 0,016"

III. C. 2. Criterios de exclusión

- Brackets de autoligado interactivos Bioquick® (FORESTADENT) con prescripción MBT y Roth que se encuentren defectuosos.
- Arcos de Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®) 0,016" defectuosos.
- Arcos de Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®) 0,016"x0,016" defectuosos.

III. D. Variables

Tabla 2. a. Variables

Variable	Definición conceptual	Definición operativa	Naturaleza	Escala de medición	Valores que asume
Prescripción MBT	Son aquellos que incorporan la versatilidad en el sistema, añadiendo 3 valores diferentes de torque para los caninos superiores e inferiores, en función de la Maloclusión	Son aquellos cuya prescripción posee valores mas altos en comparación con la prescripción de Roth, al igual que permite la selección del torque adecuado en caninos dependiendo de la maloclusión a tratar	Cualitativa	Nominal	0 No 1 Sí
Prescripción Roth	Prescripción reducida, propone un único sistema con el que se podrían tratar todos los casos, con o sin extracciones, aumentado la inclinación en los caninos hasta los 13° para conseguir una oclusión funcional	Son aquellos cuya prescripción posee valores más bajos en comparación con la prescripción de MBT	Cualitativa	Nominal	0 No 1 Si
Alambre redondo	Un alambre redondo es aquel en donde la altura y la profundidad son las mismas y coinciden con el diámetro	Es aquel cuyo corte transversal corresponden a una circunferencia con un diámetro de 0,016”	Cualitativa	Nominal	0 No 1 Si
Alambre cuadrado	Un alambre cuadrado es aquel que posee dos dimensiones (alto y ancho)	Es aquel cuyo corte transversal corresponden a una cuadrado con un calibre de 0,016”x0,016”	Cualitativa	Nominal	0 No 1 Si

Tabla 2. b. Variables

Variable	Definición conceptual	Definición operativa	Naturaleza	Escala de medición	Valores que asume
Movimientos Primer Orden	Movimiento en que una fuerza horizontal se pasa a través de la ranura del bracket, lejos del centro de rotación de un diente, es decir, el centro de rotación se encuentra en el ápice del diente, este último permanece estacionario mientras que la corona se mueve en dirección de la fuerza, ya sea bucal o palatino	Movimiento que se aplica al diente, produciendo un movimiento horizontal (bucal-palatino)	Cualitativa	Nominal	0 No 1 Si
Movimientos Segundo Orden	A este movimiento se le considera de traslación pero en sentido vertical	Es aquel movimiento que se aplica al diente, produciendo un movimiento en sentido vertical (ocluso-gingival)	Cualitativa	Nominal	0 No 1 Si
Fuerza	Es la acción ejercida por un cuerpo (alambre, resorte, elástico, etc) sobre otro cuerpo (diente o hueso). Se expresa en masa por aceleración, y es un vector que presenta: intensidad, dirección y sentido	Es el esfuerzo necesario de los alambres dentro del slot de los brackets para causar movimiento dentario	Cuantitativa	Razón	gr/fuerza N

III. E. Consideraciones éticas

De acuerdo a la resolución 8430, artículo 11, el presente trabajo es considerado como una investigación sin riesgo, ya que no se realizó ninguna intervención o modificación intencionada de las variables que participan en el estudio. Tampoco se trabajó con seres humanos

III. F. Procedimiento

III. F. 1. Confección del modelo experimental

Esta investigación experimental *In vitro*, se realizó sobre un diseño experimental que incluyó la confección de un modelo deacrílico, el cual poseía una parte móvil la cual fue utilizada para simular las activaciones en primer orden (bucal-palatino) y segundo orden (gingivo-oclusal). [Véase figura 11 y 12]. Las activaciones fueron desplazamientos de cuatro milímetros en carga/descarga a una velocidad de 0,2 mm/seg. Se registraron los valores en descarga a la distancia de 1 mm, 2 mm, 3 mm. Si la parte móvil se encuentra en posición cero, quiere decir que se encuentra alineado en relación con los demás brackets.

Se utilizó un tipo de bracket de autoligado (interactivo), Bioquick® (FORESTADENT). Dicho bracket posee un slot de 0,018" x 0,025" con prescripción de MBT y Roth, las cuales fueron escogidos para este estudio.

Se utilizaron dos tipos de alambres de Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®) uno de sección circular con un diámetro de 0,016" y otro de sección cuadrada de 0,016" x 0,016". La muestra consistió en 10 alambres de cada calibre, por cada prescripción, es decir, un total de 40 alambres. El total de pruebas fue de 160 ya que los alambres fueron descargados en primer orden desde bucal y palatino y en segundo orden desde gingival y oclusal.

Los brackets fueron cementados al modelo deacrílico con cianocrilato. [Veáse figura 13]



Figura 11. Simulación de movimiento de primer orden



Figura 12. Simulación de movimiento de segundo orden

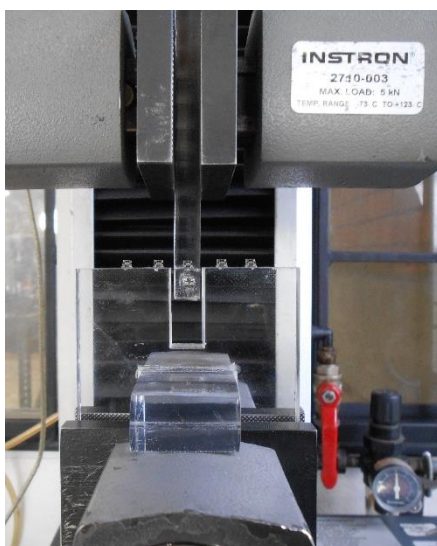


Figura 13. Modelo deacrílico con brackets Bioquick® (FORESTADENT)

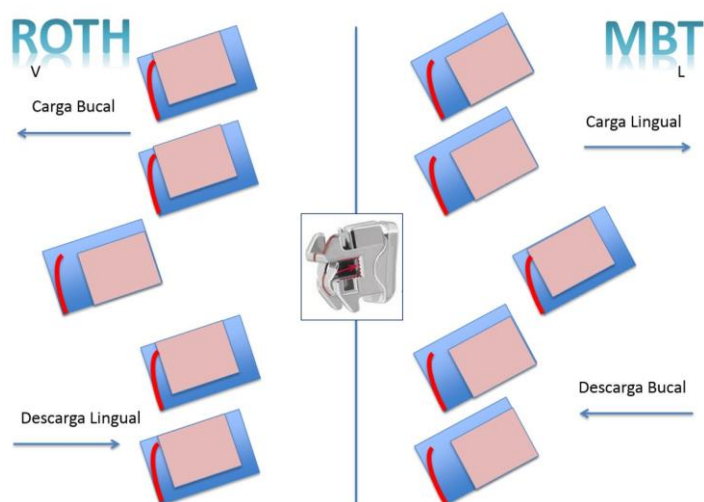


Figura 14. Comportamiento del alambre dentro del slot del Bracket en carga y descarga del movimiento de primer orden (bucal y palatino)

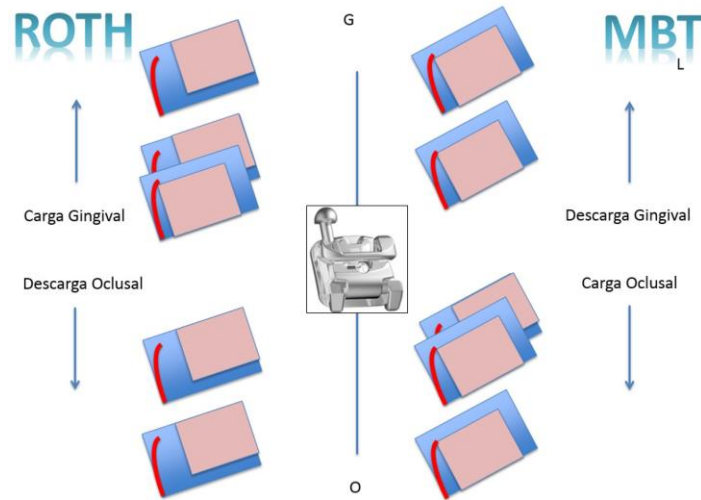


Figura 15. Comportamiento del alambre dentro del slot del Bracket en carga y descarga del movimiento de segundo orden (gingival y oclusal)

III. F. 2. Instrumental para la toma de mediciones

Se colocaron los arcos en los brackets que se encontraban cementados en el modelo acrílico. Dicho modelo se colocó en una Máquina Universal de Ensayos (Modelo Shimadzu AG-IS) con celdas de 50N a una velocidad de 0,2mm/seg. Esta máquina se encuentra ubicada en los laboratorios de la empresa 3M sede Siberia. [Veáse figura 14]



Figura 16. Máquina Universal de Ensayos

III. F. 3. Instrumental requerido para la toma de datos

Los niveles de fuerza fueron registrados mientras se realizaban los movimientos de primer y segundo orden. Los datos fueron registrados en un software que se encontraba conectado a la máquina mientras se realizaban los movimientos.

Se obtuvieron los valores de fuerza de las combinaciones de los brackets, prescripciones, arcos de alambres y tipo de movimiento a las diferentes distancias

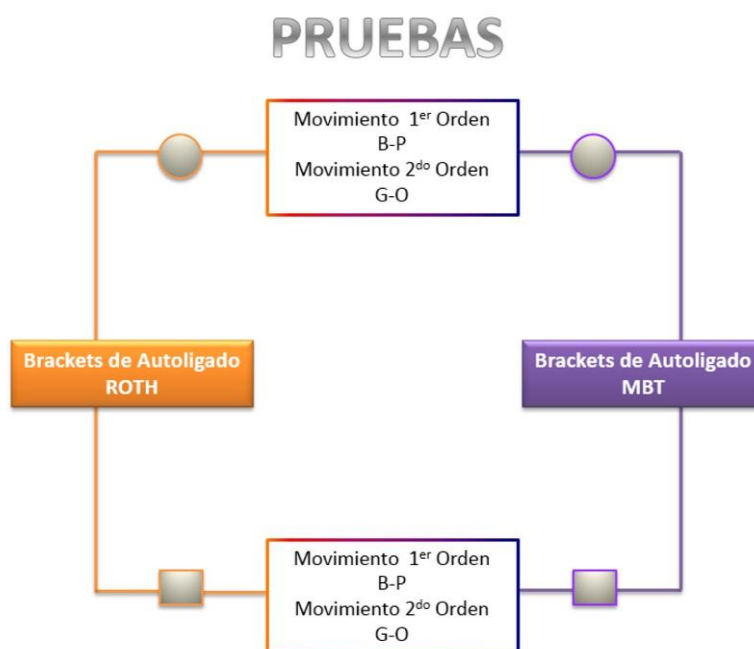


Figura 17. Diagrama de flujo de las 160 pruebas que se llevaron a cabo

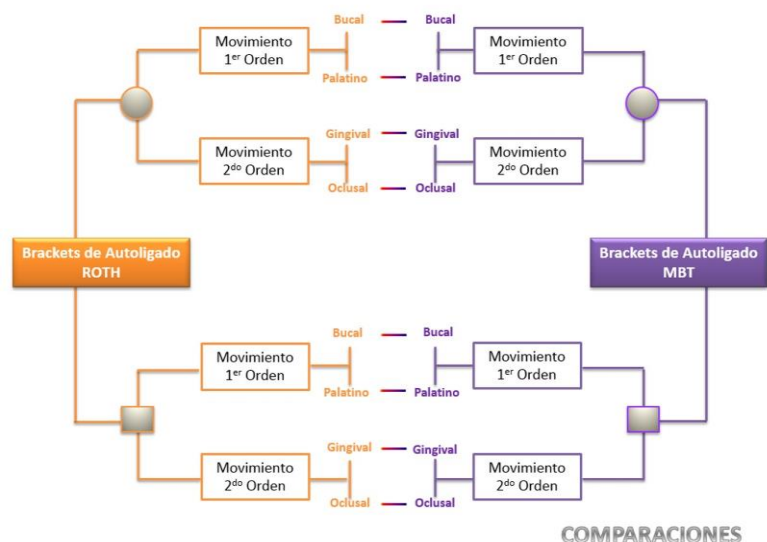


Figura 18. Diagrama de flujo de las mediciones de tipo de movimientos y prescripciones (80 mediciones por cada prescripción).

III. F. 4. Prueba piloto

Se procedió a cargar un alambre Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®) de 0,016" y 0,016"x 0,016" en flexión de 4mm para realizar los diversos movimientos planteados (primer y segundo orden) y se registraron sólo los valores de Fuerza en descarga. Se realizaron diez pruebas con cada alambre, dando un total de 160 pruebas; en un modelo de acrílico con brackets Bioquick® cementados. En la prueba piloto se identificaron los posibles inconvenientes que se pudieran presentar y se llevó a cabo un análisis de las diferentes comparaciones entre los brackets, alambres y movimientos.

III. F. 5. Instrumento (Apéndice A)

III. F. 6. Nomenclatura

- | | |
|--|---|
| 1.- Prescripción MBT: | 1 |
| 2.- Prescripción Roth: | 2 |
| 3.- Alambre Redondo (0,016"): | 1 |
| 4.- Alambre Cuadrado (0,016"X 0,016"): | 2 |
| 5.- Movimientos de Primer Orden: | |

5.1.- Movimiento Bucal:	B
5.2.- Movimiento Palatino:	P
6.- Movimientos de Segundo Orden:	
6.1.- Movimientos Gingival:	G
6.2.- Movimiento Oclusal:	O

III. G. Procesamiento y análisis de la información

La base de datos se realizó en Microsoft Excel 2013. Se exportó la información al programa estadístico Epidata para realizar el respectivo análisis.

III. G. 1. Análisis univariado

En el análisis univariado se calcularán medidas según la naturaleza de las variables; para las cuantitativas mediante medidas de tendencia central y dispersión y para las cualitativas frecuencia y porcentajes.

III. G. 2. Análisis bivariado

En el análisis bivariado se aplicarán pruebas estadísticas χ^2 para comparar variables cualitativas y t-student o U. de Mann Whitney según su distribución para variables cuantitativas

III. H. Análisis Estadístico

Medias y desviaciones estándar, valores mínimos y máximos fueron calculados para cada combinación prescripción-alambre. Los datos fueron analizados con el software SPSS versión 21.0 de IBM. Se utilizó el método de Shapiro Wilk confirmándose la distribución normal de los datos a un nivel de confianza del 95%. Para determinar si existían diferencias significativas se realizó una prueba de efectos inter-sujetos de Fisher.

IV. RESULTADOS

Se midió la fuerza en un tipo de bracket de autoligado Bioquick® (FORESTADENT) con dos prescripciones diferentes MBT y Roth, y cuarenta segmentos de alambres divididos en dos grupos: alambre de Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®) 0,016” y 0,016” x 0,016”, en los movimientos de primer orden (bucal y palatino), y segundo orden (gingival y oclusal).

La Tabla 3, muestra los promedios y desviaciones estándar de las cuatro combinaciones usadas (prescripción y alambres) según cada uno de los movimientos y distancias realizadas en el modelo experimental. Se observó que en los movimientos de primer orden (bucal y palatino), los valores de fuerza disminuyeron con la descarga. A diferencia de esto, en los movimientos de segundo orden (gingival y oclusal), la fuerza aumentó entre 3 mm y 2 mm, pero luego disminuyó a la distancia de 1 mm, excepto en el movimiento de descarga oclusal efectuado con brackets de prescripción Roth y alambre de calibre 0,016” x 0,016” en el cual la fuerza fue prácticamente igual.

En los movimientos de descarga gingival los valores de fuerza a 1 mm fueron mayores que a 3 mm, excepto en Roth 0,016” x 0,016”. Sin embargo en este último la diferencia fue muy pequeña (0,24 N)

Tabla 3. Promedios y desviaciones estándar de las cuatro combinaciones usadas según cada movimiento y distancia.

		Prescripción MBT				Prescripción Roth			
		0,016”	0,016” x 0,016”	0,016”	0,016” x 0,016”	0,016”	0,016” x 0,016”	0,016”	0,016” x 0,016”
Dirección	Distancia (mm)	Promedio F(N)	D. E.	Promedio F(N)	D. E.	Promedio F(N)	D. E.	Promedio F(N)	D. E.
Bucal	3,00	2,42	0,43	3,20	1,20	2,61	0,12	3,18	0,16
	2,00	2,01	0,30	2,52	0,90	1,30	0,10	1,87	0,23
	1,00	1,22	0,31	1,72	0,62	0,99	0,09	1,55	0,19
Palatino	3,00	2,01	0,17	2,83	0,23	1,82	0,10	2,43	0,24
	2,00	1,93	0,11	2,75	0,18	1,67	0,07	2,44	0,15
	1,00	1,28	0,08	1,88	0,09	0,96	0,07	1,51	0,13
Gingival	3,00	0,75	0,28	1,42	0,39	0,66	0,17	1,61	0,29
	2,00	1,11	0,25	1,79	0,33	1,00	0,14	1,70	0,19
	1,00	0,95	0,16	1,58	0,12	0,83	0,11	1,37	0,10
Oclusal	3,00	1,60	0,19	1,86	0,32	1,49	0,15	2,75	0,22
	2,00	1,77	0,05	2,27	0,22	1,62	0,10	2,65	0,13
	1,00	0,99	0,08	1,60	0,12	0,96	0,07	1,37	0,08

D.E.= Desviación Estándar; mm= Milímetros; F= Fuerza; N=Newton.

En la Tabla 4 se encuentran las diferencias en la fuerza para todas las condiciones del estudio en alambres de sección circular. En ella se evidencia que en alrededor del 42% de los casos hubo diferencias significativas. Estas incluyeron los movimientos de primero orden a 2 mm en dirección bucal y en dirección palatino a 2 mm y 1 mm. También se evidenció diferencias significativas en movimientos de segundo orden a 2 mm y 1 mm en dirección oclusal. Los valores para los alambres de sección cuadrada se encuentran en la tabla 6. Aquí se demuestra, que el 58% de las combinaciones fueron diferentes significativamente. Esto se demostró en los movimientos de primer orden a una distancia de 3 mm y 2 mm en sentido bucal y en las tres distancias en palatino. También se demostró diferencias a una distancia de 3 mm y 2 mm en sentido oclusal.

Tabla 4. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las prescripciones MBT/Roth en Brackets Bioquick® (FORESTADENT) con alambres 0,016" Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®), en movimientos de primer y segundo orden, al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$).

Alambre 0,016"						
	Distancia mm	MBT Promedio F(N)	D.E	Roth Promedio F(N)	D.E	p
Bucal	3,00	2,42	0,43	2,61	0,12	0,151
	2,00	2,01	0,30	1,30	0,10	0,000*
	1,00	1,22	0,31	0,99	0,09	0,083
Palatino	3,00	2,01	0,17	1,82	0,10	0,16
	2,00	1,93	0,11	1,67	0,07	0,053*
	1,00	1,28	0,08	0,96	0,07	0,027*
Gingival	3,00	0,75	0,28	0,66	0,17	0,484
	2,00	1,11	0,25	1,00	0,14	0,385
	1,00	0,95	0,16	0,83	0,11	0,374
Oclusal	3,00	1,60	0,19	1,49	0,15	0,415
	2,00	1,77	0,05	1,62	0,10	0,000*
	1,00	0,99	0,08	0,96	0,07	0,006*

Tabla 5. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las prescripciones MBT/Roth en Brackets Bioquick® (FORESTADENT) con alambres 0,016"x 0,016" Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®), en movimientos de primer y segundo orden, al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$).

Alambre 0,016"x 0,016"						
	Distancia mm	MBT Promedio F(N)	D.E	Roth Promedio F(N)	D.E	p
Bucal	3,00	3,20	1,20	3,18	0,16	0,000*

	2,00	2,52	0,90	1,87	0,23	0,000*
	1,00	1,72	0,62	1,55	0,19	0,94
	3,00	2,83	0,23	2,43	0,24	0,03*
Palatino	2,00	2,75	0,18	2,44	0,15	0,022*
	1,00	1,88	0,09	1,51	0,13	0,000*
	3,00	1,42	0,39	1,61	0,29	0,164
Gingival	2,00	1,79	0,33	1,70	0,19	0,507
	1,00	1,58	0,12	1,37	0,10	0,115
	3,00	1,86	0,32	2,75	0,22	0,000*
Oclusal	2,00	2,27	0,22	2,65	0,13	0,005*
	1,00	1,60	0,12	1,37	0,08	0,79

En la combinación alambre/Desplazamiento, con la prescripción MBT en Brackets Bioquick® (FORESTADENT), se encontró que hubo diferencias significativas a un nivel de $p \leq 0,05$ en todos los datos, excepto a 3 mm en dirección Oclusal. [Véase Tabla 6]. Con prescripción Roth en Brackets Bioquick® (FORESTADENT), todos los valores mostraron diferencias estadísticamente significativas con un nivel de $p \leq 0,05$. [Véase Tabla 7].

Tabla 6. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las geometrías de alambre redondo 0,016" y cuadrado 0,016"x 0,016" Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®), con prescripción MBT en Brackets Bioquick® (FORESTADENT), en movimientos de primer y segundo orden al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$).

Prescripción MBT						
	Distancia mm	0,016"		0,016"x0,016"		p
		Promedio F(N)	D.E	Promedio F(N)	D.E	
Bucal	3,00	2,42	0,43	3,20	1,20	0,000*
	2,00	2,01	0,30	2,52	0,90	0,000*
	1,00	1,22	0,31	1,72	0,62	0,000*
Palatino	3,00	2,01	0,17	2,83	0,23	0,000*
	2,00	1,93	0,11	2,75	0,18	0,000*
	1,00	1,28	0,08	1,88	0,09	0,000*
Gingival	3,00	0,75	0,28	1,42	0,39	0,000*
	2,00	1,11	0,25	1,79	0,33	0,000*
	1,00	0,95	0,16	1,58	0,12	0,000*
Oclusal	3,00	1,60	0,19	1,86	0,32	0,52
	2,00	1,77	0,05	2,27	0,22	0,000*
	1,00	0,99	0,08	1,60	0,12	0,000*

Tabla 7. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las geometrías de alambre redondo 0,016" y cuadrado 0,016"x 0,016" Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®), con prescripción Roth en Brackets Bioquick® (FORESTADENT), en movimientos de primer y segundo orden al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$).

Prescripción Roth						
	Distancia mm	0,016"		0,016"x0,016"		p
		Promedio F(N)	D.E	Promedio F(N)	D.E	
Bucal	3,00	2,61	0,12	3,18	0,16	0,000*
	2,00	1,30	0,10	1,87	0,23	0,000*
	1,00	0,99	0,09	1,55	0,19	0,000*
Palatino	3,00	1,82	0,10	2,43	0,24	0,000*
	2,00	1,67	0,07	2,44	0,15	0,000*
	1,00	0,96	0,07	1,51	0,13	0,000*
Gingival	3,00	0,66	0,17	1,61	0,29	0,000*
	2,00	1,00	0,14	1,70	0,19	0,000*
	1,00	0,83	0,11	1,37	0,10	0,000*
Oclusal	3,00	1,49	0,15	2,75	0,22	0,000*
	2,00	1,62	0,10	2,65	0,13	0,000*
	1,00	0,96	0,07	1,37	0,08	0,003*

En la Tabla 8, se observan los movimientos de primer orden (bucal y palatino) con Brackets Bioquick® (FORESTADENT) Prescripción MBT y alambres de Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®) 0,016" y 0,016" x 0,016". En ella se observan valores significativos a 3 mm en ambas geometrías de alambre siendo mayor cuando el movimiento es bucal (2,42N y 3,20N respectivamente). En la Tabla 9 se registran los datos de la misma combinación de movimiento pero con prescripción Roth, mostrando diferencia significativa a 3 mm y 2 mm, siendo mayor los datos en movimiento bucal y cuando se realiza con alambre de sección cuadrada 0,016"x 0,016" (3,18N y 1,87N respectivamente).

Tabla 8. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las geometrías de alambre redondo 0,016" y cuadrado 0,016"x 0,016" Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®), con prescripción MBT en Brackets Bioquick® (FORESTADENT), en movimientos de primer orden al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$).

Prescripción MBT						
Alambre	Distancia mm	Bucal		Palatino		p
		Promedio F(N)	D.E	Promedio F(N)	D.E	
0,016"	3,00	2,42	0,43	2,01	0,17	0,003*
	2,00	2,01	0,30	1,93	0,11	0,585
	1,00	1,22	0,31	1,26	0,08	0,754

0,016"x0,016"	3,00	3,20	1,20	2,83	0,23	0,006*
	2,00	2,52	0,90	2,75	0,18	0,089
	1,00	1,72	0,94	1,88	0,09	0,256

Tabla 9. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las geometrías de alambre redondo 0,016" y cuadrado 0,016"x 0,016" Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®), con prescripción Roth en Brackets Bioquick® (FORESTADENT), en movimientos de primer orden al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$).

Prescripción Roth						
Alambre	Distancia mm	Bucal		Palatino		p
		Promedio F(N)	D.E	Promedio F(N)	D.E	
0,016"	3,00	2,61	0,12	1,82	0,10	0,000*
	2,00	1,30	0,10	1,67	0,07	0,007*
	1,00	0,99	0,09	0,96	0,07	0,872
0,016"x0,016"	3,00	3,18	0,16	2,43	0,24	0,000*
	2,00	1,87	0,23	2,44	0,15	0,000*
	1,00	1,55	0,19	1,51	0,13	0,758

Como se observa en la Tablas 10 y 11, en cuanto a los movimientos de segundo orden (gingival y oclusal), existen diferencias significativas a 3 mm y 2 mm, siendo mayor cuando el movimiento es Oclusal. Así mismo los valores más altos fueron con el alambre de sección cuadrada en ambas prescripciones.

Tabla 10. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las geometrías de alambre redondo 0,016" y cuadrado 0,016"x 0,016" Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®), con prescripción MBT en Brackets Bioquick® (FORESTADENT), en movimientos de segundo orden al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$).

Prescripción MBT						
Alambre	Distancia mm	Gingival		Oclusal		p
		Promedio F(N)	D.E	Promedio F(N)	D.E	
0,016"	3,00	0,75	0,28	1,60	0,19	0,000*
	2,00	1,11	0,25	1,77	0,05	0,000*
	1,00	0,95	0,16	0,99	0,08	0,758
0,016"x0,016"	3,00	1,42	0,39	1,86	0,32	0,001*
	2,00	1,79	0,33	2,27	0,22	0,000*
	1,00	1,58	0,12	1,60	0,12	0,875

Tabla 11. Comparación de los promedios de fuerza en descarga entre las geometrías de alambre redondo 0,016" y cuadrado 0,016"x 0,016" Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®), con prescripción Roth en Brackets Bioquick® (FORESTADENT), en movimientos de segundo orden al aplicar la prueba Post-Hoc. Sig ($p \leq 0,05$).

Prescripción Roth						
Alambre	Distancia mm	Gingival		Oclusal		p
		Promedio F(N)	D.E	Promedio F(N)	D.E	
0,016"	3,00	0,66	0,17	1,49	0,15	0,000*
	2,00	1,00	0,14	1,62	0,10	0,007*
	1,00	0,83	0,11	0,96	0,07	0,324
0,016"x0,016"	3,00	1,61	0,29	2,75	0,22	0,000*
	2,00	1,70	0,19	2,65	0,13	0,000*
	1,00	1,37	0,10	1,37	0,08	0,980

La Figura 19 muestra el comportamiento que presentaron las cuatro combinaciones usadas (prescripción y alambres) en el movimiento de descarga bucal a diferentes distancias realizadas en el modelo experimental.

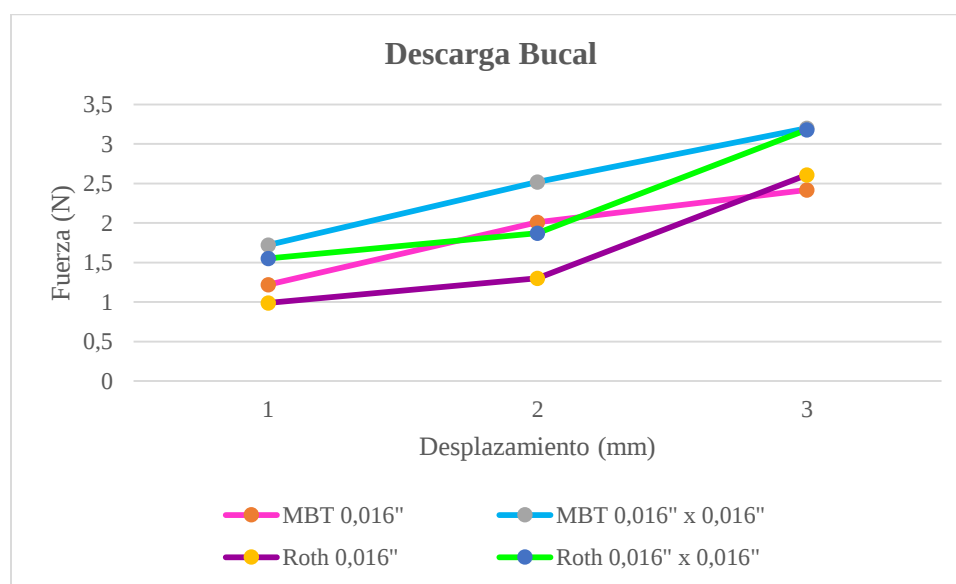


Figura 19. Comportamiento de las cuatro combinaciones usadas según la descarga bucal a diferentes distancias

La Figura 19 presenta los valores de fuerza en descarga bucal a 3 mm, 2 mm y 1 mm. En la gráfica es evidente, que los brackets con prescripción MBT en alambres tanto de sección

circular como de sección cuadrada registraron mayores niveles de fuerza al compararlo con los brackets con prescripción de Roth.

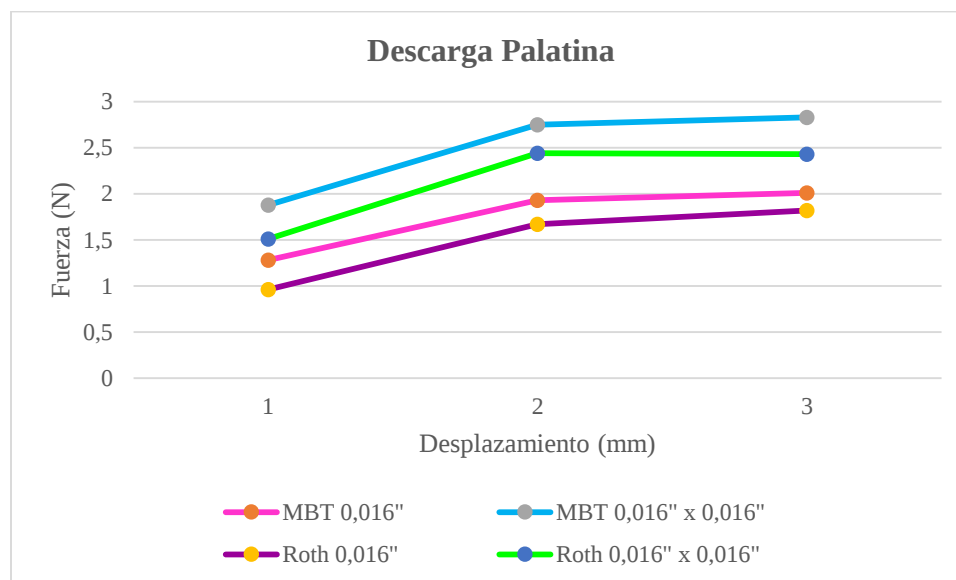


Figura 20. Comportamiento de las cuatro combinaciones usadas según la descarga palatina a diferentes distancias

La Figura 20 presenta los valores de fuerza en descarga palatina a 3 mm, 2 mm y 1 mm. En la gráfica se puede observar, que los brackets con prescripción MBT en alambres de sección circular y cuadrada poseen mayores niveles de fuerza al compararlo con los brackets con prescripción de Roth en ambos alambres. Cabe destacar que los alambres cuadrados con ambas prescripciones poseen los niveles mas altos de fuerza

La Figura 21 muestra el comportamiento que presentaron las cuatro combinaciones usadas (prescripción y alambres) en el movimiento de descarga oclusal a diferentes distancias realizadas en el modelo experimental.

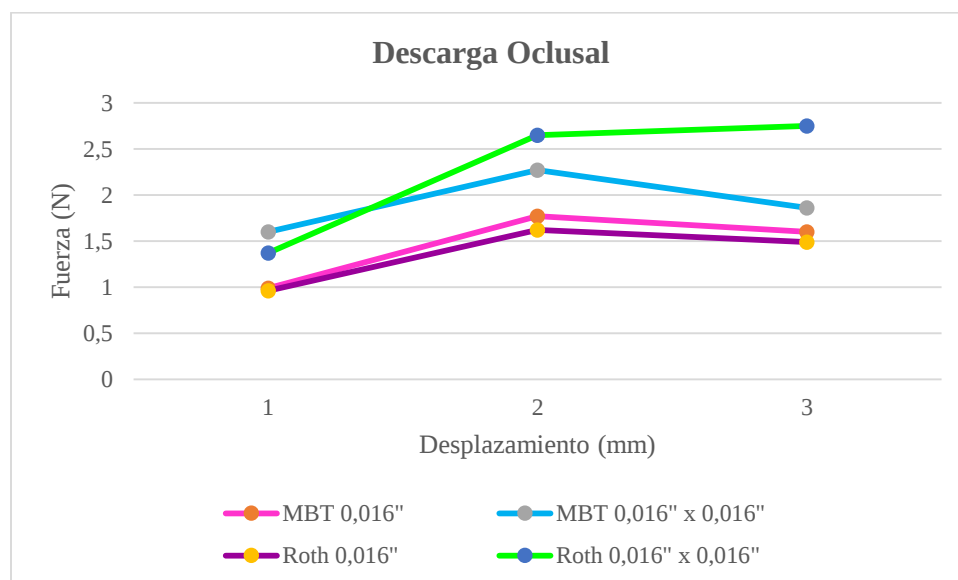


Figura 21. Comportamiento de las cuatro combinaciones usadas según la descarga oclusal a diferentes distancias

La Figura 21 presenta los valores de fuerza en descarga oclusal a 3 mm, 2 mm y 1 mm. En la gráfica es evidente, que el alambre de sección cuadrada en brackets con prescripción MBT ejerce más fuerza que todos los demás, al compararlo con los brackets de prescripción Roth con ambos alambres

La Figura 22 muestra el comportamiento que presentaron las cuatro combinaciones usadas (prescripción y alambres) en el movimiento de descarga gingival a diferentes distancias realizadas en el modelo experimental.

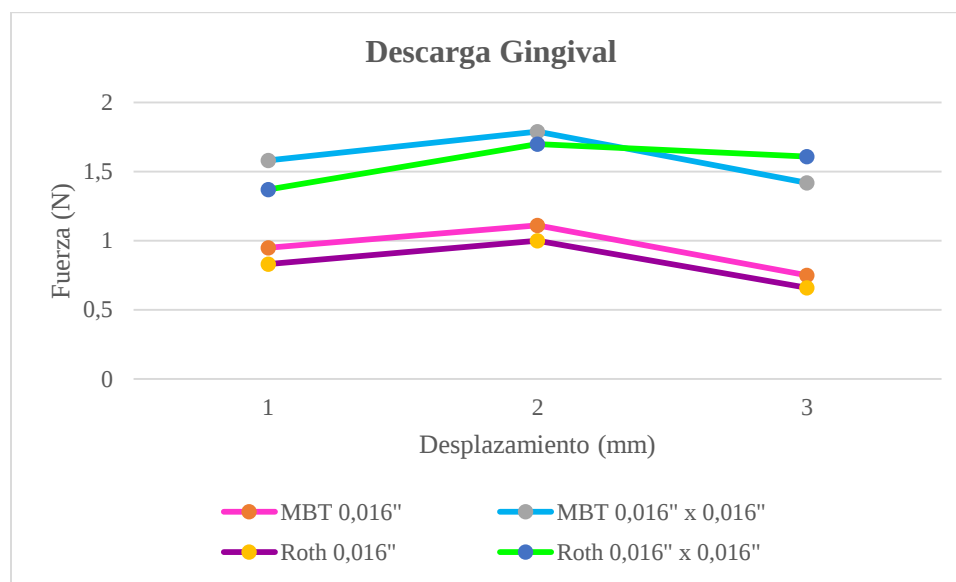


Figura 22. Comportamiento de las cuatro combinaciones usadas según la descarga gingival a diferentes distancias

La Figura 22 presenta los valores de fuerza en descarga gingival a 3 mm, 2 mm y 1 mm. En la gráfica se muestra, que el alambre de sección cuadrada en brackets con prescripción MBT ejerce más fuerza que todos los demás, al compararlo con los brackets de prescripción Roth con ambos alambres.

V. DISCUSIÓN

La mayor parte de la terapia en ortodoncia se basa en obtener movimientos dentales a través de la aplicación de fuerzas, por medio de dispositivos ortodóncicos que se encuentran adheridos a los dientes, denominados brackets. En la mayoría de los casos las fuerzas son generadas por alambres e idealmente deberían ser controladas en todas sus características. (31). Los esfuerzos iniciales colocados en los brackets son restringidos parcialmente por la fricción entre el bracket y alambre y esta restricción varía con la combinación alambre-bracket. Por otra parte la posición ideal de los dientes se logra por medio de ajustes en el arco que en la actualidad han sido parcialmente eliminados, gracias a los diseños de brackets con angulación, inclinación, profundidad y torques predeterminados (3). Adicionalmente varios autores han propuesto diferencias en esas características denominadas prescripciones, que pueden afectar las fuerzas empleadas.

El presente estudio, midió fuerzas en el plano bucal-palatino (primer orden) y gingival-oclusal (segundo orden), en tres puntos de la descarga con dos alambres diferentes: 0,016" y 0,016" x 0,016" de Níquel Titanio Superelástico (3M Unitek®). Al analizar la información

se encontraron diferencias en el patrón de cambio de la fuerza. Mientras que las descargas hacia bucal hubo valores descendentes de fuerza con diferencias significativas en los tres puntos medidos, en descarga palatina los valores no mostraron diferencias entre 3 mm y 2 mm. esto fue cierto en alambres 0,016'' y 0,016'' x 0,016''. En el segundo orden se presentaron, en el 88% de los casos en ambas prescripciones y alambres, promedios mayores a 2 mm que a 3 mm. ($p \leq 0,05$). Esto incluyó todas las descargas hacia gingival con alambre redondo, mientras que con rectangular los valores no mostraron diferencias. En las descargas a oclusal no hubo diferencias entre esos dos valores. Lo anterior quiere decir que, con excepción de la descarga bucal, en la cual la fuerza decrecía gradualmente, en los otros movimientos había una tendencia a que la fuerza fuera igual a 2 mm que a 3mm o, como en el caso de la descarga hacia gingival el valor aumentará. Esta característica puede representar la meseta de transformación, la fricción consecuente al deslizamiento o ambas cosas. Futuros estudios en los cuales se evidencie la transformación de fase podrían determinar exactamente de qué se trata. Sin embargo los valores bajos de estrés mecánico, el hecho de no estar presente esta característica en uno de los movimientos y el incremento en la descarga gingival de 3 mm a 2 mm parecen llamar la atención sobre el papel de la fricción. El mencionado incremento puede ser explicado por la circunstancia de que, con la descarga, disminuye la resistencia friccional y los alambres consecuentemente entregan más fuerza. (9) (14) (22) (32) (33) (34)

Con relación a las diferencias entre las dos prescripciones en movimientos de primer orden hubo diferencias significativas solo a 2 mm en descarga bucal y a 2 mm y 1 mm en descarga lingual en alambres de sección circular. En los alambres de sección cuadrada hubo diferencias a 3 mm y 2 mm en descarga bucal y en todos los casos en descarga palatina. En todos los casos los valores de fuerza en brackets MBT fueron mayores. En el segundo orden solamente hubo diferencias a 2 mm y 1 mm en descarga oclusal en alambres de sección circular. En alambres de sección cuadrada solo hubo diferencias en descarga oclusal a 3 mm y 2 mm. Los valores de fuerza más altos fueron en brackets con prescripción MBT en alambres 0,016''. En los 0,016'' x 0,016'' las fuerzas mayores fueron en la prescripción Roth. Los hallazgos para los cuatro movimientos en las dos prescripciones pueden ser vistos así: Como la fricción ejerce un efecto restrictivo al movimiento para alcanzar un grado determinado de deformación mientras más fricción haya, más fuerza se necesitará. En consecuencia, en carga, mientras más fricción haya más fuerza se necesitará para una deflexión dada. (34) (35) En descarga las cosas se invierten. Como la fuerza entregada por el alambre es restringida parcial o totalmente por la fricción, mientras más fricción haya, menos fuerza entregará el alambre. Finalmente como en el presente experimento los mismos alambres son utilizados en dos brackets iguales pero de diferente prescripción, asumimos que las diferencias encontradas se deben a la fricción presente en la combinación de alambre con cada prescripción. Así las cosas, excepto para alambres rectangulares en descarga oclusal en los demás casos de diferencias los brackets con prescripción Roth mostraron más resistencia friccional. Por otra parte, en más oportunidades hubo diferencias en el primer orden que en el segundo.

Con relación a las fuerzas entregadas por los alambres, estas estuvieron dentro del rango de bajas a moderadas. El máximo valor registrado en alambres 0,016" fue de 2,61 N. En los alambres 0,016" x 0,016" el valor máximo fue de 3,18 N. Un hallazgo interesante lo constituyó el que los alambres de sección cuadrada y los de sección circular en deflexiones comparables de la misma prescripción no tuvieron siempre las mismas diferencias. E incluso en la combinación con prescripción MBT a 3 mm de deformación los alambres de sección circular y cuadrada entregaron la misma fuerza. Este aspecto posiblemente es debido a la fricción. (35) Dado que la rigidez de los alambres de sección cuadrada es mayor que la de los de sección circular presentan mayor fuerza por el binding elástico, por lo que tienen más fricción. (14) (36) (37) (38) Esto les reduce la fuerza, lo cual la aproxima a la de los 0,016".

En lo referente a las diferencias entre los diferentes movimientos en cada uno de los ordenes (Bucal v/s Palatino y Gingival v/s Oclusal) la información mostró lo siguiente: En el primer orden con prescripción MBT los valores de fuerza fueron iguales a 1 mm y 2 mm tanto en alambres 0,016" como en 0,016" x 0,016". A tres milímetros entregó más fuerza la descarga bucal. En la prescripción Roth los valores para ambos alambres fueron iguales solo a 1 mm. Las diferencias a 2 mm mostraron en ambos alambres valores mayores en descarga palatina, mientras que a 3 mm entregó más fuerza la descarga bucal, también en ambos alambres. En consecuencia los datos dentro de la misma prescripción entre las descargas bucal y lingual no mostraron una tendencia contundente.

En el segundo orden dentro de la misma prescripción, para MBT al comparar las descargas oclusal y gingival no hubo diferencias a 1 mm ni entre alambres de sección circular ni entre los de sección cuadrada. Sin embargo, de nuevo para ambos alambres, a 2 mm y 3 mm hubo diferencias que mostraron que en descarga oclusal hubo más fuerza que en descarga gingival. El hecho de que en descarga oclusal, los alambres alojados en los brackets estacionarios tuvieran la tendencia a situarse en la esquina gingivo-palatino que es rígida, quizás pueda explicar esto, ya que en esos brackets en descarga gingival el alambre tiende a contactar las tapas elásticas, y estas pueden absorber parte de la fuerza. (36) (39). [Véase Figura 14 y 15]. En la prescripción Roth pasó exactamente lo mismo que en MBT lo cual refuerza la interpretación acá dada.

Con relación a las diferencias entre las prescripciones, en la descarga bucal no hubo diferencias entre los valores de fuerza a 1 mm y 3 mm en ninguno de los dos alambres. (40) (41) A 2 mm la diferencia mostró que las fuerzas en MBT eran mayores que en Roth, también en ambos alambres. En las descargas hacia palatino con alambres de sección circular, no hubo diferencias en las fuerzas a 2 mm y 3 mm. A un milímetro de desplazamiento la fuerza fue mayor en prescripción MBT. Para los alambres de sección cuadrada hubo diferencias en descarga palatino en todos los desplazamientos siendo mayor la fuerza en prescripción MBT. Como en el presente estudio todos los brackets fueron de centrales superiores, esta característica podría ser explicada por la mayor angulación en el torque de las formulaciones MBT al ser comparadas con las de Roth.

En el segundo orden no hubo diferencias en las fuerzas de descarga gingival en ninguno de los alambres a ningún desplazamiento. (40) (41) En la descarga oclusal los valores con alambres de sección circular no mostraron diferencias, mientras que los rectangulares mostraron más fuerza en Roth que en MBT a 2 y 3 mm solamente. De nuevo como en la descarga oclusal el alambre tiende a situarse en los brackets estacionarios en la esquina gingivo-palatina que es rígida, posiblemente esto al tener más torque el bracket con formulación MBT incrementa el esfuerzo debido a la interacción de esfuerzos en segundo y tercer orden.

Finalmente la información acá contenida debe juzgarse con cuidado ya que cualquier modelo experimental *In vitro* dista bastante de la realidad clínica. (37) Por otra parte el hecho de que existan diferencias estadísticamente significativas no quiere decir que necesariamente haya diferencias clínicas.

V. A. Conclusiones

1. Fue posible identificar diferencias entre fuerzas en los puntos medidos en movimientos de primero y segundo orden y dos prescripciones diferentes.
2. Los brackets con prescripción MBT presentaron mayores valores de fuerza en algunos movimientos de primero y segundo orden comparados con brackets de prescripción Roth.
3. Las diferencias en las fuerzas entre las dos prescripciones pueden ser explicadas por diferencias en la angulación de tercer orden y en la consecuente fricción.
4. Aunque las diferencias no fueron uniformes los alambres cuadrados generalmente entregaron más fuerza.
5. Los casos en los cuales se presentaron fuerzas iguales en alambres de sección circular y cuadrada pueden ser también explicados por la fricción.

V. B. Recomendaciones

1. Este estudio nos aporta información acerca de la cantidad de resistencia friccional por movimiento y prescripción, acercándonos al conocimiento de la fuerza final aplicada a los dientes.
2. Nuevos estudios podrían medir la presencia de zonas de transformación con el ánimo de cuantificar su aporte y el de la fricción en zonas de mesetas

VI.- BIBLIOGRAFÍA

1. Johnson E. Selecting custom torque prescriptions for the straight-wire appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;143(4 Suppl):S161-S167.
2. Proffit W. Ortodoncia Contemporánea. Teoría y práctica. Ediciones Harcourt, S.A. Tercera Edición. 2001.
3. Meling TR, Odegaard J, Holthe K, Segner D. The effect of friction on the bending stiffness of orthodontic beams: a theoretical and in vitro study. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop.* 1997; 112 (1): 41 – 49.
4. Chung M, Nikolai R J, Kim, K B, and Oliver D R. Third-Order Torque and Self-Ligating Orthodontic Bracket-Type Effects on Sliding Friction. *The Angle Orthodontist*: May 2009, Vol. 79, No. 3, pp. 551-557.
5. Pandis N, Eliades T, Partowi S, Bourauel C. Forces exerted by conventional and self-ligating brackets during simulated first- and second-order corrections. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop.* 2008. Vol. 133 (5): 738-42.
6. Berger JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop* 1990 97:219-28.
7. Berger JL. The SPEED appliance: a 14-year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop* 1994,105:217-23.
8. Bednar J, Gruendeman G. The influence of bracket design on moment production during axial rotation. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop.* 1993 and 104:254-61.
9. Montasser M, El-Bialy T, Keilig L, Reimann S, Jager A, Bouraue C. Force levels in complex tooth alignment with conventional and self-ligating brackets. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop.* 2013143:507-14.
10. Uribe G. Fundamentos de Odontología. Ortodoncia Teoría y Clínica. CIB. Segunda Edición. 2010
11. McLaughlin, R. Bennett, J. Trevisi, H. Mecánica Sistematizada del Tratamiento Ortodónico. Ediciones Harcourt. Mosby. 2004.
12. Graber T, Vanarsdall R, Vig K. Ortodoncia: Principios y técnicas actuales. Elsevier España, S.A. 2006.

13. Meling T, Ødegaard J. The effect of second-order couple on the application of torque. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998; 113 (3): 256 – 262.
14. Kim T, Kim K, Baek S. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop*. 2008. Vol. 133 (2): 187.e15-187.e24.
15. Bishara S. Ortodoncia. Mcgraw-Hill Interamericana Editores, S.A. Primera Edición. 2003.
16. Katona T, Le Y, Chen, J. The effects of first-and second-order gable bends on forces and moments generated by triangular loops. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop*. 2006. Vol. 129 (1): 54-59.
17. Badawi H, Toogood R, Carey J, Heo G, Major P. Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop*. 2009. Vol. 136 (4): 518-28.
18. Rodríguez E. Casasa R, Natera A. 1001 Tips en Ortodoncia y sus Secretos. Amolca. Primera Edición. 2007.
19. Brauchli L, Senn C, Wichelhaus. A. Active and passive self-ligation—a myth? *Angle Orthodontist*. 2011. Vol. 81 (2): 312–318.
20. Chen S, Greenlee G, Kim J, Smith C. Huang G. Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop*. 2010. Vol. 137 (6).
21. Nieto M, Barrera JP, González EJ, Parra IL, Rodríguez AC. Comparación de la resistencia al deslizamiento en brackets de Autoligado y brackets convencionales ligados con ligadura elastomérica convencional y ligaduras de baja fricción. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2012; 23(2): 192-206.
22. Thorstenson G, Kusy R. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002;122(3):295-305.
23. Aramburu V, Ortoneda A, Ustrell J, Durán J. Historia del autoligado. *Ortodoncia Clínica* 2009 and (4):204-208, Vol. 12.
24. Hortua A, Ocampo M, Pérez A. Comparación de la distribución de esfuerzos y deformaciones en la activación de un sistema de retracción con dos brackets de autoligado (Smartclip® vs Damon®). Análisis por elementos finitos. Fundación CIEO, Universidad Militar Nueva Granada. Presentado para publicación el 27 de Marzo de 2007.

25. Ordoñez M, Pardo C, Silva J. Comparación de la fuerza de fricción generada en tres sistemas de brackets de autoligado y dos sistemas Convencionales con arcos de diferentes aleaciones y calibres. Fundación CIEO. Aceptado para publicación: 28-07-2010. P 45-62.
26. Mendoza A, Silva R. Fuerza friccional en brackets de autoligado pasivo. Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatría. Disponible en: <http://www.ortodoncia.ws/publicaciones/2011/art7.asp>.
27. Echeverri F, Carmona M, Silva J. Comparación in vitro de la fricción dinámica de cuatro sistemas de brackets, Revista Científica de la Sociedad Colombiana de Ortodoncia. Vol. XX, No. 19-Diciembre 2012: 119-127.
28. Franchi L, Baccetti T. Camporesi M, Barbato E. Forces released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. Am J Orthod and Dentofacial Orthop. 2008. Vol. 133 (1): 87-90.
29. Bernhard. Förster. Manual de Forestadent. URL disponible en: http://www.forestadent.com/crm/downloads/infoblaetter/es/001a_191_BioQuick_es.pdf
30. Van Dalen, D. B., Moyano, C., Muslera, O., & Meyer, W. J. (1981). Manual de técnica de la investigación educacional.
31. Lindauer S, Britto D. Biological response to biomechanical signals: Orthodontic mechanics to control tooth movement. Semin Orthod 2000;6:145-154.
32. Lombardo L, Marafioti M, Stefanoni F, Mollica F, Siciliani G. Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires. Angle Orthod. 2012;82(3):507-521.
33. Thorstenson G, Kusy R. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002;121(5):472-482.
34. Garrec P, Tavernier B, Jordan L. Evolution of flexural rigidity according to the cross-sectional dimension of a superelastic nickel titanium orthodontic wire. Eur J Orthod. 2005;27(4):402-407
35. Montasser MA, Keilig L, El-Bialy T, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. Effect of archwire cross-section changes on force levels during complex tooth alignment with conventional and self-ligating brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015;147(4):S101-S108.
36. Oliver CL, Daskalogiannakis J, Thompson BD. Archwire depth is a significant parameter in the frictional resistance of active and interactive, but not passive, self-ligating brackets. Angle Orthod. 2011;81(6):1036-1044. .

37. Reznikov N, Har-Zion G, Barkana I, Abed Y, Redlich M. Measurement of friction forces between stainless steel wires and “reduced-friction” self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138(3):330-338.
38. Krishnan M, Kalathil S, Abraham K. Comparative evaluation of frictional forces in active and passive self-ligating brackets with various archwire alloys. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop*. 2009. Vol. 136 (5): 675-82.
39. Garrec P, Jordan L. Stiffness in bending of a superelastic Ni-Ti orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension. *Angle Orthod*. 2004;74(5):691-696.
40. Wilkinson P, Dysart P, Hood J, Herbison P. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;121:483-95.
41. Fajardo, Yizeth. Murillo, Luz Mery. Velásquez R. Distribución de las deformaciones y esfuerzos en el arco, bracket y unidad dentoalveolar en cierre de espacios con el sistema damon en pacientes con periodonto disminuido en dientes anteriores inferiores.

APÉNDICE

Apéndice A. Instrumento



Valores de fuerza en movimientos de primer y segundo orden en un tipo de bracket de autoligado con dos prescripciones diferentes

CONFIDENCIAL La presente información tiene carácter confidencial y sólo será utilizada con fines estadísticos.	Evis Carolina Della Rocca Alvarez Jenny Andreína García Vega
---	---

OBJETIVO: Con este instrumento se pretende recolectar información con el fin de comparar los valores de fuerzas en movimientos de primer y segundo orden en un tipo de Bracket de autoligado con dos prescripciones diferentes

INSTRUCCIONES: Marcar con una X en los siguiente ítems. En algunos espacios se deberá utilizar el espacio proporcionado (_____) para suministrar los datos obtenidos por la máquina universal de ensayos Instrom®

Registro: _____

- | | | |
|--|-----------|-----------|
| 1.- Prescripción MBT: | SI: _____ | NO: _____ |
| 2.- Prescripción Roth: | SI: _____ | NO: _____ |
| 3.- Alambre Redondo (0,016''): | SI: _____ | NO: _____ |
| 4.- Alambre Cuadrado (0,016''X 0,016''): | SI: _____ | NO: _____ |
| 5.- Movimientos de Primer Orden: | SI: _____ | NO: _____ |

6.- Fuerza en movimientos Palatinos:

- Medida 1 _____ gr/f
- Medida 2 _____ gr/f
- Medida 3 _____ gr/f
- Medida 4 _____ gr/f
- Medida 5 _____ gr/f
- Medida 6 _____ gr/f
- Medida 7 _____ gr/f
- Medida 8 _____ gr/f
- Medida 9 _____ gr/f

Medida 10 _____ gr/f

Promedio _____ gr/f

7.- Fuerza en movimientos Bucales:

Medida 1 _____ gr/f

Medida 2 _____ gr/f

Medida 3 _____ gr/f

Medida 4 _____ gr/f

Medida 5 _____ gr/f

Medida 6 _____ gr/f

Medida 7 _____ gr/f

Medida 8 _____ gr/f

Medida 9 _____ gr/f

Medida 10 _____ gr/f

Promedio _____ gr/f

8.- Movimientos de Segundo Orden:

SI: _____ NO: _____

9.- Fuerza en movimientos Gingivales:

Medida 1 _____ gr/f

Medida 2 _____ gr/f

Medida 3 _____ gr/f

Medida 4 _____ gr/f

Medida 5 _____ gr/f

Medida 6 _____ gr/f

Medida 7 _____ gr/f

Medida 8 _____ gr/f

Medida 9 _____ gr/f

Medida 10 _____ gr/f

Promedio _____ gr/f

10.- Fuerza en movimientos Incisales/Oclusales:

Medida 1 _____ gr/f

Medida 2 _____ gr/f

Medida 3 _____ gr/f

Medida 4 _____ gr/f

Medida 5 _____ gr/f

Medida 6 _____ gr/f

Medida 7 _____ gr/f

Medida 8 _____ gr/f

Medida 9 _____ gr/f

Medida 10 _____ gr/f

Promedio _____ gr/f

Apéndice B. Certificado de calibración



INSTRUMENTACIÓN, SERVICIO Y VENTAS Ltda.

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN No. 0461

Pág. 1 de 4

INFORMACIÓN GENERAL

Fecha: Diciembre 09 de 2014
Empresa: 3M COLOMBIA S.A.
Ciudad: Siberia, Cundinamarca

INFORMACION DE LA MÁQUINA

Marca: INSTRON
Modelo: 3344
No. de Serie: Q4094
Ubicación de la Máquina: Laboratorio – Planta de Bruselas

INFORMACION DE LA CELDA DE CARGA DE LA MÁQUINA

No. de Serie: 51258
Marca: Instron
Capacidad (Escala Total): 2000N

INFORMACIÓN DE LA VERIFICACIÓN

Rango(s) Calibrado(s): 100N → 2000N
Dirección de la Carga: Descendente (Compresión)
Método: Comparación
Temperatura del Laboratorio: 18°C
Norma Utilizada: ISO 7500-1
Unidades de Medida: N

PATRONES DE REFERENCIA

Marca: INSTRON
Tipo: Celda
Nos. Sellos de Calibración: 2601 y 2602
Fecha de Calibración: 1 de Marzo de 2014



INSTRUMENTACIÓN, SERVICIO Y VENTAS Ltda.

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN No. 0461

Pág. 2 de 4

Dirección de la Carga:	Descendente (Compresión)
------------------------	--------------------------

TABLA DE DATOS

Punto Tomado #	Lecturas (Fi) de la Máquina (N)	Lecturas (F) del Patrón		
		1ª. Serie Descendente (N)	2ª. Serie Descendente (N)	3ª. Serie Descendente (N)
1	-100.0	-99.7	-99.7	-99.8
2	-200.0	-199.6	-199.5	-199.6
3	-300.0	-299.2	-299.0	-299.4
4	-400.0	-398.9	-398.7	-398.6
5	-500.0	-498.2	-498.3	-498.3
6	-1000.0	-997.8	-998.0	-998.2
7	-1500.0	-1496.0	-1495.0	-1496.0
8	-2000.0	-1995.0	-1994.0	-1995.0
Lect. Después de Cargas:		0.2114	0.1189	0.2477

TABLA DE RESULTADOS DE LA CALIBRACIÓN

Punto Tomado #	Lecturas (Fi) de la Máquina (N)	Resolución "a" (%)	Valores hallados de los Errores Relativos de:			
			Exactitud "q" (%)	Repetibilidad "b" (%)	Incertidumbre "u" (%)	Errores de Cero "fo" (%)
1	-100.0	0.10	0.30	0.10	0.21	
2	-200.0	0.05	0.20	0.05	0.15	1ª. Asc. = 0,012
3	-300.0	0.033	0.27	0.13	0.16	
4	-400.0	0.025	0.33	0.08	0.15	2ª. Asc. = 0,006
5	-500.0	0.02	0.34	0.02	0.14	
6	-1000.0	0.01	0.20	0.04	0.36	3ª. Asc. = 0,012
7	-1500.0	0.006	0.27	0.07	0.46	
8	-2000.0	0.005	0.25	0.05	0.34	

Para el cálculo de la Incertidumbre expandida se estima un factor de cobertura $K = 2$



INSTRUMENTACIÓN, SERVICIO Y VENTAS Ltda.

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN No. 0461

Pág. 4 de 4

CLASIFICACIÓN DE LA MÁQUINA DE ENSAYOS***Máximos Errores Relativos porcentuales encontrados:***

De Exactitud (%):	0.34%
De Repetibilidad (%):	0.13%
De Cero (%):	0.012%

Resolución Relativa "a" máxima calculada 0.10%

Con base en estos valores y de conformidad con la norma ISO 7500-1, la Máquina de Ensayos se clasifica en la Clase 0.5 en el rango calibrado.

OBSERVACIONES

- El tiempo entre dos verificaciones depende del tipo de máquina de ensayo, de las normas de mantenimiento y de la frecuencia de uso. A menos que se especifique lo contrario, se recomienda que se realicen verificaciones a intervalos no mayores de 12 meses.
- En cualquier caso, la máquina debe verificarse si se realiza un cambio de ubicación que requiera desmontaje, o si se somete a reparaciones o ajustes importantes.

Realizó,

Revisó,


Ing. Gilberto Morales Araya


Ing. José Vicente Morales

 **ISYV Ltda.**
INSTRUMENTACIÓN, SERVICIO Y VENTAS Ltda.
MIT: 830.029.647-2

Apéndice C. Certificado de calidad



CE-CERTIFICADO

(Sistema completo de garantía de calidad)

DQS Medizinprodukte GmbH

certifica por la presente que la empresa

Bernhard Förster GmbH

Westliche Karl-Friedrich-Straße 151
75172 Pforzheim
Alemania

ha implantado y aplica un sistema completo de garantía de calidad para todas las fases del diseño al control final de los productos.

A través de una auditoría, documentada en un informe, se demostró que este sistema de garantía de calidad cumple las exigencias según

Anexo II – desprovisto punto 4 de la Directiva 93/42/CEE del consejo relativa a los productos sanitarios

referente los siguientes productos sanitarios:

Productos ortodóncicos según lista del anexo

El fabricante estará sometido al control al que se hace referencia en el punto 5 del anexo II. El marcado CE con el número del organismo notificado (0297) se puede colocar a los productos enumerados en el certificado. Un certificado de examen CE del diseño según Anexo II, punto 4 hacen falta por los dispositivos de clase III que están contenido en este certificado.

Número de registro del certificado	055387 MR2
ID de certificación	170499675
Fecha de la certificación	2010-08-04
Válido hasta	2013-08-03

Frank Gräichen
Director

Stefan Holmann
Director de la autoridad de certificación

August-Schwarz-Straße 21, 60433 Frankfurt am Main, Tel. +49 (0) 69 95427-0, medical.devices@dqs.de

DQS Medizinprodukte GmbH está un organismo notificado según la Directiva 93/42/CEE del consejo relativa a los productos sanitarios con el número del organismo notificado 0297.



Anexo al certificado n°
Número de registro 055387 MR2
ID de certificación 170499675
(la edición: 2010-08-04)

Bernhard Förster GmbH

Westliche Karl-Friedrich-Straße 151
75172 Pforzheim
Alemania

Grupo de productos:

Tomillos

Alambres

Alambres con transmisión de carga

Adhesivos

Aditamentos

Bandas

Accesorios

Implant

Productos:

Tomillos de expansión palatal

Alambres y arcos de alambre y alambres
preformados

Alambres preformados y piezas de alambre
con acción de resorte

Sistemas de cementado ortodóncico

Brackets, tubos bucales y accesorios

Bandas molares con y sin aditamentos
soldado

Elastico para ligaduras, rotación y transmisión
de fuerza a los dientes

Tomillos ortodóncicos para anclaje