

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.”

Biblioteca Bucaramanga
Universidad Santo Tomás

**RESISTENCIA FRICCIONAL DE ALAMBRES DE NIQUEL TITANIO
SUPERELÁSTICOS EN BRACKETS AUTOLIGABLES ACTIVOS EN
MOVIMIENTOS DE PRIMER ORDEN: ESTUDIO *IN VITRO*.**

Eliana Katterine Avila Toscano, María del Pilar Barba Martínez,
Ana Lucia del Pilar Espejo Pérez.

Trabajo de grado para optar el título de Especialista en Ortodoncia

Director
Marco Aurelio Pardo Silva
Especialista en Ortodoncia

Universidad Santo Tomás, Bucaramanga
División de Ciencias de la Salud
Facultad de Odontología
2015

TABLA DE CONTENIDO

| | |
|---|----|
| Resumen | 9 |
| I. Introducción | 10 |
| A. Planteamiento del problema | 10 |
| B. Justificación | 11 |
| C. Objetivos | 12 |
| II. Marco teórico | 13 |
| A. Fricción | 12 |
| B. Brackets de autoligado | 15 |
| 1. Clasificación | 15 |
| C. Alambres | 16 |
| 1. Aleaciones de Niquel-Titanio | 17 |
| D. Rigidez | 21 |
| III. Materiales y métodos | 21 |
| A. Tipo de investigación | 21 |
| B. Muestra | 22 |
| C. Tipo de muestreo | 22 |
| D. Criterios de selección | 22 |
| 1. Criterios de inclusión | 22 |
| 2. Criterios de exclusión | 22 |
| E. Variables | 22 |
| 1. Variable dependiente | 22 |
| 2. Variables independientes | 23 |
| F. Materiales e instrumental requerido | 24 |
| G. Procedimiento | 24 |
| 1. Modelo experimental | 24 |
| 2. Selección de brackets | 24 |
| 3. Selección de alambres | 24 |
| 4. Cementación | 25 |
| 5. Mediciones | 25 |
| 6. Prueba Piloto | 27 |
| 7. Instrumento (Ver apéndice) | 27 |
| H. Procesamiento y análisis de la información | 27 |
| I. Consideraciones éticas | 28 |
| IV. Resultados | 28 |
| A. Comportamiento de la fuerza | 28 |
| 1. Análisis Multivariado | 44 |
| B. Comportamiento de la rigidez | 45 |
| V. Discusión | 53 |
| VI. Conclusiones | 57 |
| VII. Recomendaciones | 57 |

| | |
|---|----|
| VIII. Referencias Bibliográficas | 58 |
| Apéndice | 62 |
| A. Cuadro operacionalización de variables | 63 |
| B. Instrumento | 65 |

LISTA DE TABLAS

| | | |
|------------------|---|----|
| Tabla 1. | Material del alambre, límite elástico y módulo de elasticidad..... | 18 |
| Tabla 2. | Estadística descriptiva de los niveles de fuerza en Newtons para las combinaciones Bioquick® 0,016", Bioquick® 0,016 x 0,022" y Empower® 0,016" y Empower® 0,016 x 0,022" en carga bucal y descarga lingual..... | 29 |
| Tabla 3. | Estadística descriptiva de los niveles de fuerza en Newtons para las combinaciones Bioquick® 0,016", Bioquick® 0,016 x 0,022" y Empower® 0,016" y Empower® 0,016 x 0,022" en carga lingual y descarga buccal..... | 29 |
| Tabla 4. | Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Bioquick® 0,016" (carga)/Empower® 0,016" (carga) y Bioquick® 0,016" (descarga)/Empower® 0,016" (descarga) en dirección bucal y lingual..... | 30 |
| Tabla 5. | Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Bioquick® 0,016 x 0,022" (carga)/Empower® 0,016 x 0,022" (carga) y Bioquick® 0,016 x 0,022" (descarga)/ Empower® 0,016 x 0,022" (descarga) en dirección bucal y lingual..... | 32 |
| Tabla 6. | Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Bioquick® 0,016" (carga)/ Bioquick® 0,016x0,022" (carga) y Bioquick® 0,016" (descarga)/ Bioquick® 0,016x0,022" (descarga) en dirección bucal y lingual..... | 34 |
| Tabla 7. | Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Empower® 0,016" (carga)/ Empower® 0,016x0,022" (carga) y Empower® 0,016" (descarga)/ Empower® 0,016x0,022" (descarga) en dirección bucal y lingual..... | 36 |
| Tabla 8. | Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Bioquick® 0,016" (bucal)/ Bioquick® 0,016 (lingual) y Bioquick® 0,016 x 0,022" (bucal)/ Bioquick® 0,016 x 0,022" (lingual) en carga y descarga..... | 38 |
| Tabla 9. | Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Empower® 0,016" (bucal)/ Empower® 0,016 (lingual) y Empower® 0,016 x 0,022" (bucal)/ Empower® 0,016 x 0,022" (lingual) en carga y descarga..... | 40 |
| Tabla 10. | Comparación de los promedios de fuerza de las combinaciones Bioquick® 0,016" (carga)/ Bioquick® 0,016" (descarga) y Bioquick® 0,016 x 0,022" (carga)/ Bioquick® 0,016 x 0,022" (descarga) en dirección bucal y lingual..... | 42 |
| Tabla 11. | Comparación de los promedios de fuerza de las combinaciones Empower® 0,016" (carga)/ Empower® 0,016" (descarga) y Empower® 0,016 x 0,022" (carga)/ Empower® 0,016 x 0,022" (descarga) en dirección bucal y lingual..... | 43 |

| | | |
|------------------|---|----|
| Tabla 12. | Factores asociados con los niveles de Fuerza. Modelo de Regresión Lineal Múltiple ($p < 0.05$)..... | 45 |
| Tabla 13. | Comparación de los promedios de rigidez entre carga y descarga en brackets Bioquick [®] , con alambres de NiTi 0,016” y 0,016 x 0,022”..... | 45 |
| Tabla 14. | Comparación de los promedios de rigidez entre carga y descarga en brackets Empower [®] , con alambres de NiTi 0,016” y 0,016 x 0,022”..... | 46 |
| Tabla 15. | Comparación de los promedios de rigidez entre la dirección buccal y lingual en brackets Bioquick [®] , con alambres de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022”..... | 47 |
| Tabla 16. | Comparación de los promedios de rigidez entre la dirección buccal y lingual en brackets Empower [®] , con alambres de NiTi 0,016” y 0,016 x 0,022”..... | 48 |
| Tabla 17. | Comparación de los promedios de rigidez entre alambres de NiTi 0,016” y 0,016 x 0,022” en brackets Bioquick [®] , en dirección bucal y lingual al aplicar la prueba..... | 49 |
| Tabla 18. | Comparación de los promedios de rigidez entre alambres de NiTi 0,016” y 0,016 x 0,022” en brackets Empower [®] , en dirección buccal y lingual.... | 50 |
| Tabla 19. | Comparación de los promedios de rigidez entre brackets Bioquick [®] y Empower [®] en alambre de NiTi 0,016”, en dirección bucal y lingual..... | 51 |
| Tabla 20. | Comparación de los promedios de rigidez entre brackets Bioquick [®] y Empower [®] en alambre de NiTi 0,016 x 0,022”..... | 52 |

LISTA DE FIGURAS

| | | |
|--------------------------|--|----|
| Figura 1 | Fuerza friccional de un cuerpo en movimiento..... | 13 |
| Figura 2 a y b. | Binding en primer y Segundo orden..... | 14 |
| Figura 3 a y b. | Notching cuando aumenta el ángulo de contacto | 14 |
| Figura 4 a y b. | Brackets de autoligado activo y pasivo..... | 16 |
| Figura 5 | Criterios de un arco de alambre ideal..... | 17 |
| Figura 6 a y b. | Representación diagramática del “efecto de memoria de forma” y “superelasticidad” de la aleación de NiTi..... | 18 |
| Figura 7 | Transformación de fase del NiTi..... | 19 |
| Figura 8 | Transformación martensítica | 20 |
| Figura 9 | Comparación entre fuerza y rigidez entre arcos de acero inoxidable y nickel titanio 0,016”..... | 21 |
| Figura 10 | Máquina universal de ensayos Instron® 3367..... | 25 |
| Figura 11 | Ubicación del modelo acrílico en la Instron® | 25 |
| Figura 12 a,b y c | Modelo acrílico en posición inicial, bucal y lingual..... | 26 |
| Figura 13 | Diagrama de comparaciones con los diferentes tipos de brackets y arcos NiTi SE en los movimientos de primer orden..... | 27 |
| Figura 14 | Curvas de carga y descarga hacia bucal y lingual en las combinaciones de alambres 0,016” con brackets Empower® y Bioquick® | 31 |
| Figura 15 | Curvas de carga y descarga hacia bucal y lingual en las combinaciones de alambres 0,016 x 0,022” con brackets Empower® y Bioquick® | 33 |
| Figura 16 | Comparacion de niveles de fuerza en carga bucal y descarga lingual en alambre redondo y rectangular en brackets Bioquick®.. | 35 |
| Figura 17 | Comparacion de niveles de fuerza en carga lingual y descarga bucal en alambre redondo y rectangular en brackets Bioquick® ... | 34 |
| Figura 18 | Comparacion de niveles de fuerza en carga bucal y descarga lingual en alambre redondo y rectangular en brackets Empower®. | 37 |
| Figura 19 | Comparacion de niveles de fuerza en carga lingual y descarga bucal en alambre redondo y rectangular en brackets Empower® ... | 37 |
| Figura 20 | Comparacion de la curva carga/descarga en Brackets Bioquick® con alambre 0,016” hacia bucal y lingual..... | 39 |
| Figura 21 | Comparacion de la curva carga/descarga en Brackets Bioquick® con alambre 0,016 x 0,022” hacia bucal y lingual..... | 39 |
| Figura 22 | Comparación curva de carga/descarga en brackets Empower® con alambre 0,016” hacia bucal y lingual..... | 41 |
| Figura 23 | Comparación curva de carga/descarga en brackets Empower® con alambre 0,016 x 0,022” hacia bucal y lingual..... | 41 |
| Figura 24 | Promedios de rigidez entre carga y descarga en brackets Bioquick®, con alambres de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022” | 46 |

| | | |
|------------------|---|----|
| Figura 25 | Promedios de rigidez entre carga y descarga en brackets Empower® con alambres de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022” 47 | 47 |
| Figura 26 | Promedios de rigidez entre la dirección bucal y lingual en brackets Bioquick®, con alambres de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022” 48 | 48 |
| Figura 27 | Promedios de rigidez entre la dirección bucal y lingual en brackets Empower®, con alambres de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022” 49 | 49 |
| Figura 28 | Promedios de rigidez entre alambres de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022” en brackets Bioquick®, dirección bucal y lingual 50 | 50 |
| Figura 29 | Promedios de rigidez entre alambres de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022” en brackets Empower®, en dirección bucal y lingual 51 | 51 |
| Figura 30 | Promedios de rigidez entre brackets Bioquick® y Empower® en alambre de NiTi SE 0,016”, en dirección bucal y lingual 52 | 52 |
| Figura 31 | Promedios de rigidez entre brackets Bioquick® y Empower® en alambre de NiTi SE 0,016 x 0,022” en dirección bucal y lingual 53 | 53 |

RESUMEN

Objetivo: Establecer la fuerza como indicador de fricción en alambres de NiTi superelásticos (SE) redondos 0.016" y rectangulares 0.016 x 0.022" en brackets de autoligado activo Bioquick® y Empower® en movimientos de primer orden.

Materiales y métodos: La muestra estuvo conformada por 80 segmentos de arco de alambre NiTi SE preformado (40 de 0,016" y 40 de 0,016 x 0,022") y dos sistemas de autoligado activo (Bioquick®/Forestadent, Empower®/American Orthodontics). Se realizaron desplazamientos midiendo los niveles de fuerza a 1 - 1,5 - 2 - 2,5mm de desplazamiento, simulando un movimiento bucal y lingual a una velocidad constante de 5 mm/minuto en una maquina universal de ensayos Instron®.

Resultados: En cuanto a valores de fuerza en carga se encontró que la fuerza que se generaba era 0,21 veces mayor en brackets Empower® en comparación a los brackets Bioquick®. En cuanto al tipo de alambre se encontró que el rectangular presento 2,92 veces más fuerza que el alambre redondo, por otra parte también se observó que en descarga la fuerza era -2,44 veces menor que en carga y que esta fuerza aumentaba 1,30 veces por milímetro de desplazamiento.

Conclusiones: Los brackets Empower® presentan mayor fricción en comparación con los brackets Bioquick® con alambre de NiTi SE 0,016" y 0,016 x 0,022". Los niveles de fuerza y rigidez son mayores para alambre de NiTi SE 0,016 x 0,022" en carga y descarga independientemente del tipo de bracket usado.

Palabras claves: Fricción, resistencia al deslizamiento, brackets de autoligado, Niquel Titanio SE, rigidez, fuerza.

ABSTRACT

Objective: The aim of this study is establish the friction force as an indicator of superelastic NiTi round wires (SE) 0.016 and rectangular 0.016 x 0.022" in active self-ligating brackets Empower® Bioquick® in first-rate movements.

Materials and methods: Sample of 80 segments NiTi SE preformed arch wire (40 0.016, 40 "0.016x0.022") and two active self-ligating systems (Bioquick® - Forestadent, Empower® - American Orthodontics). Displacement were performed by measuring the force levels 1-1,5-2-2,5 mm, simulating a buccal and lingual movement at a constant speed of 5mm/min in an Instron® universal testing machine.

Results: Apropos of load force values was found that the force generated was 0.21 times higher compared Empower® brackets to Bioquick® brackets. As for the type of wire it was found that the rectangular presented 2.92 times more force than round wire. Moreover also observed that the force was -2.44 download times lower than in charge and that this force increased 1 30 times per millimeter of displacement.

Conclusions: The Empower® brackets have higher friction compared with brackets Bioquick® with NiTi SE wire 0.016 "and 0.016 x 0.022". The levels of force and stiffness are higher for NiTi wire 0.016 x 0.022 " in loading and unloading regardless of the type bracket used.

Key words: Friction, slip resistance, self-ligating brackets, nickel titanium, stiffness, force.

I. INTRODUCCIÓN

I.A. Planteamiento del problema

Desde el punto de vista de la relación entre el alambre y el bracket durante el movimiento dental, existen dos clases de mecánicas denominadas deslizantes y no deslizantes. Como su nombre lo indica, en las mecánicas deslizantes el alambre y el bracket permanecen en contacto mientras los dientes se mueven provocando el roce entre esas dos superficies. Por otra parte, en las mecánicas no deslizantes la relación es fija entre el alambre y la ranura. Cuando se produce el deslizamiento entre el alambre y la ranura se genera una resistencia ocasionada por las irregularidades micro o macroscópicas entre las superficies en contacto y por la fuerza que las une denominada fuerza normal. Al mismo tiempo se generan sobre los dientes otro tipo de fuerza que se oponen al movimiento de los mismos, denominada fuerza friccional, resistencia friccional o resistencia al deslizamiento (1) (2). La fuerza friccional depende de diferentes variables como el área de contacto, el material y diseño del bracket, aleación y calibre del alambre, la angulación, el tipo de ligado entre otros. (3)

Durante los movimientos en ortodoncia, parte de la efectividad y de la ausencia de daño tisular de las técnicas modernas depende de la cantidad de fuerza transmitida al periodonto (4) (5) (6). Es por esto que la fricción reducida ha sido asociada en ortodoncia con movimientos sin mayor daño tisular (7), reducción de la fuerza que se aplica a los dientes (4) (6), mayor velocidad de movimiento (4) (2) (8) (9) y disminución del dolor después de las activaciones (10). Por otra parte, si el factor fricción es eliminado o al menos reducido en gran medida, existe mayor probabilidad de conocer la fuerza final que reciben los dientes. Teniendo en cuenta que el efecto de la fricción puede llegar a detener el movimiento dental, es indispensable que la resistencia al deslizamiento en la interface alambre/bracket sea menor que la fuerza aplicada a los dientes (2) (11).

Dado que la magnitud de la resistencia friccional varía directamente con el incremento de la fuerza normal (12) y que ésta depende de la flexión en los alambres (13), es de esperar que durante las etapas iniciales del tratamiento aumente dicha resistencia friccional debido las irregularidades que existen entre los dientes (4) (10) (14) (15).

Recientemente, se han popularizado los brackets de autoligado, los cuales, además de un sistema diferente de aseguramiento del alambre, enfatizan sus propiedades en la baja fricción (16). Con relación al aseguramiento del alambre, los brackets de autoligado se dividen en dos grandes grupos: pasivos y activos. En los pasivos la tapa que asegura el alambre en condiciones normales no tiene contacto con él, o éste es mínimo. En los activos el cierre ocurre mediante un clip o tapa que ejerce presión al alambre sobre el fondo del slot lo que supone una mayor resistencia al deslizamiento (17) (18).

Entre otras cosas, los estudios con brackets de autoligado han mostrado menor resistencia friccional en promedio y aumento de la fricción con el incremento de la angulación meso distal, denominada también inclinación en el segundo orden (1) (19) (20) (18). Esos estudios

han sido hechos desplazando el alambre entre brackets o en simulaciones de movimientos dentales de primer, segundo orden o tercer orden, comparando brackets de autoligado activo, pasivo y/o de ligado convencional (4) (8) (21); sin embargo, la literatura carece de información sobre si en movimientos bucolinguales existen diferencias en los niveles de fuerza al comparar brackets de autoligado activo. Por esas razones, formulamos la siguiente pregunta: ¿La magnitud de la fuerza producida por la flexión de los alambres de NiTi SE en movimientos de primer orden varía de acuerdo al tipo de bracket de autoligado activo?

I.B. Justificación

Es importante conocer la fuerza que se aplica a los dientes ya que varios estudios han mostrado que las fuerzas excesivas son nocivas (8) (11) (14) (15). Los alambres pueden servir tanto de fuentes de fuerzas como de guías al movimiento, y cuando los dientes se mueven a través de los éstos se denomina mecánica deslizante, la cual es parcialmente modulada por la fricción entre el bracket y el alambre. En esta forma, la fuerza final que recibe un diente es la que el ortodoncista aplica menos la que se pierde por fricción (11) (12). Es por esto, que el conocimiento de la resistencia al movimiento debida a la fricción se convierte en un elemento importante para determinar las fuerzas convencionalmente usadas en ortodoncia.

En la literatura se han encontrado varios modelos para estudiar la fricción, la mayoría de ellos miden la fuerza necesaria para deslizar un alambre entre brackets fijos. En otras aproximaciones, se simulan movimientos de segundo orden (ocluso-gingivales) en los cuales es necesario que el alambre deslice entre varios brackets alineados para permitir el movimiento (10) (22). Cuando se desplazan brackets entre los que se han colocado alambres, la resistencia al movimiento se debe principalmente a la rigidez del alambre y a la resistencia friccional que ese desplazamiento genera. Cuando se usan los mismos alambres en distintos tipos de brackets, las diferencias en la fuerza necesaria para desplazar los brackets son indicativos de varianza en resistencia friccional. Algunos autores como Cordasco y colaboradores (2009 y 2012) y Loftus y colaboradores (2001) han demostrado que la fricción se incrementa en deslizamientos meso-distales cuando se incrementa la inclinación en el segundo orden y que los momentos de tercer orden son significativamente aumentados por inclinaciones en el segundo orden. Así mismo, Rino y colaboradores y vilanova y colaboradores, han evaluado la resistencia friccional en primer orden utilizando diferentes tipos de brackets convencionales, pasivos y activos, pero curiosamente, hasta donde llega nuestro conocimiento, en Colombia no han sido reportados estudios sobre el comportamiento de la resistencia friccional entre brackets de autoligado activo durante los movimientos de primer orden, ni se ha establecido si el tipo de bracket activo es un determinante en los niveles de fuerza y en la selección los brackets. La presente investigación pretende llenar ese vacío en la literatura.

I.C. Objetivos

I.C.1. Objetivo general

Determinar la fuerza como indicador de fricción en alambres de NiTi superelásticos SE redondos 0.016” y rectangulares 0.016 x 0.022” en brackets de autoligado activo Bioquick® y Empower® en movimientos de primer orden.

I.C.1. Objetivos específicos

- Evaluar la fuerza entre brackets Bioquick® y Empower® con alambre de NiTi SE 0,016” y la fuerza entre brackets Bioquick® y Empower® con alambres 0,016 x 0,022” a diferentes distancias en movimientos hacia bucal y lingual en carga y descarga.
- Comparar la fuerza que se genera en brackets Bioquick® con alambres de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022” y en brackets Empower® con alambres de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022, a diferentes distancias en movimientos hacia bucal y lingual en carga y descarga.
- Cuantificar la rigidez de los alambres de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022” en brackets Bioquick® y Empower® en movimientos hacia bucal y lingual en carga y descarga.

II. MARCO TEORICO

II.A. Fricción.

La fricción es la fuerza que ejerce resistencia al movimiento de una superficie en contacto con otra, funcionando en dirección opuesta al movimiento deseado (Figura 1) (11) (18). Para estudiar este concepto se deben tener en cuenta tres leyes básicas (23) (24):

- “La fuerza de fricción es proporcional a la fuerza con la que se presionan las superficies de contacto por una constante denominada constante de fricción que depende de cada material”.
- “La fricción es independiente de la superficie aparente de contacto”, siendo el contacto real aquel que se da entre las irregularidades o asperezas de los materiales.
- “La fricción es independiente de la velocidad de deslizamiento”, ya que las fuerzas pueden romper el fenómeno de adhesión entre las superficies causadas por velocidades de deslizamiento reducidas.

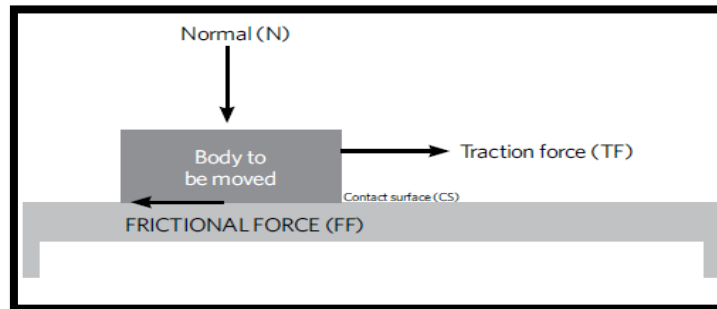


Figura 1. Diferentes fuerzas que actúan sobre un cuerpo bajo tracción sobre la parte superior de una superficie. Cuerpo en movimiento, superficie de contacto (CS), la fuerza de tracción (TF), la fuerza de fricción (FF). Fuente: Ribeiro M, Correa W, Douglas D. The role of friction in orthodontics. Dental Press J Orthod. 2012; 17 (2):170-7. [citado el 2013 Ago 3]. Disponible en: <http://www.scielo.br/pdf/dpjo/v17n2/a28v17n2.pdf>

La resistencia friccional se presenta durante prácticamente todo el tratamiento en las interfaces bracket/alambre y alambre/ligadura y su control se considera importante para obtener una respuesta biológica óptima de los tejidos y con ella un movimiento eficiente, ya que si existen niveles altos de fricción se requiere de una mayor fuerza, pudiendo de esta manera alterar la respuesta del periodonto y el movimiento dental obtenido (8) (11) (14) (15) (20).

Otro aspecto a tener en cuenta en relación con la resistencia al deslizamiento es el ángulo de contacto (θ_c), que se define como el ángulo formado entre el slot y el arco ortodóncico. Éste aumenta debido a las angulaciones de los dientes en primer y segundo orden (Figura 2a y 2b) presentes en las fases de alineación y nivelación, provocando que el alambre contacte en los

bordes opuestos de la ranura del bracket; dicho efecto es conocido como “binding o fijación” y está relacionado con la disminución al deslizamiento (18) (24). Si se produce un aumento del ángulo de contacto que genere una deformación permanente del arco se crea una muesca en éste (Figura 3a y 3b) que se conoce como “notching” (24)

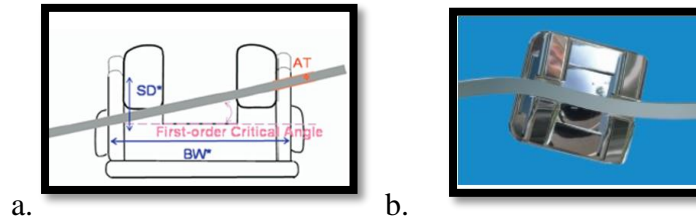


Figura 2a. Binding en primer orden. Fuente: Yeh C, Kusnoto B, Viana G, Evans C, Drummond J. In-vitro evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007; 131:704.e11-704.e22. [citado el 2013 Jul 14]. Disponible en: [http://www.ajodo.org/article/S0889-5406\(07\)00211-9/pdf](http://www.ajodo.org/article/S0889-5406(07)00211-9/pdf). *2b.* Binding en segundo orden. Fuente: Cervera A, Simón M. Fricción en arco recto. Biomecánica básica. Rev Esp Ortod. 2003; 33: 65-72. [citado el 2013 Jul 14]. Disponible en: http://www.revistadeortodoncia.com/files/2003_33_1_065-072.pdf.

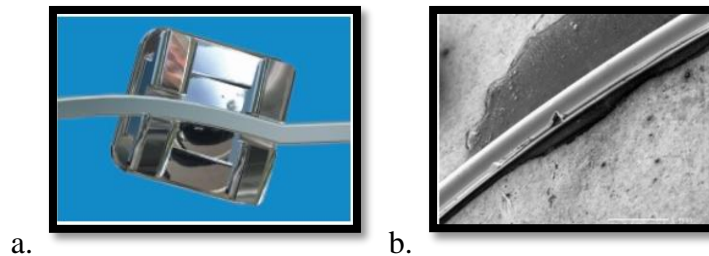


Figura 3a. Notching cuando aumenta el ángulo de contacto (Θ_c), producido por una deformación plástica. Fuente: Cervera A, Simón M. Fricción en arco recto. Biomecánica básica. Rev Esp Ortod. 2003; 33: 65-72. [citado el 2013 Jul 14]. Disponible en: http://www.revistadeortodoncia.com/files/2003_33_1_065-072.pdf. *3b.* Marca en el arco de alambre. Fuente: Burrow SJ. Canine retraction rate with self-ligating bracket vs conventional edgewise brackets. Angle Orthod. 2010; 80(4): 626-633. Disponible en: <http://www.angle.org/doi/pdf/10.2319/060809-322.1>.

Kusy (2004) en su estudio sobre angulaciones en segundo y tercer orden concluyó que cuando aumenta el ancho del bracket, disminuye el “binding” y por tanto, la resistencia al deslizamiento. En otras palabras, un bracket más estrecho produce un momento mayor que un bracket más ancho, y por tanto mayor resistencia al deslizamiento. (25)

Diferentes variables biológicas, grado de maloclusión (20), disminución de la saliva, presencia de biofilm, biodegradación de materiales, las mecánicas, material de brackets y alambres, textura de la superficie, método y tipo de ligadura, tipo de bracket, diseño de bracket, angulación alambre-slot, calibre del alambre, corrosión, fatiga estructural y

deformación plástica, pueden también influir en la fricción y mecánica de deslizamiento (2) (19) (26).

II.B. Brackets de autoligado

Estos brackets fueron introducidos desde 1933, pero solo desde la década 1980 se popularizaron. Se caracterizan por tener la capacidad de mantener el arco de alambre dentro del slot sin utilizar ningún tipo de ligadura, ya que presentan un componente móvil que actúa como una cuarta pared, transformando el slot en un tubo que permite que el alambre se mueva libremente, reduciendo la fuerza que actúa sobre el arco y por tanto los niveles fricción (21) (22) (27).

Los creadores de los diferentes tipos de brackets de autoligado han elaborado diversos diseños, los cuales poco a poco han tenido avances en resistencia y facilidad de uso, logrando que se hayan popularizado cada día más en el medio ortodóncico, teniendo en cuenta que se busca lo más estético y cómodo para el paciente (21)

II.B.1 Clasificación

Los brackets de autoligado pueden clasificarse en pasivos, activos e interactivos dependiendo si llevan o no el alambre al fondo del slot:

- **Activos:** el clip o tapa del bracket presiona eficientemente el alambre llevándolo al fondo del slot, reduciendo de esta forma el lumen de la ranura (Figura 4a), lo cual limita la libertad del arco y aumenta la fricción durante el deslizamiento mecánico (28) (29).
- **Pasivos:** los brackets de autoligado pasivo están caracterizados por su mecanismo de deslizamiento bucal ya que el arco no está en contacto directo y constante contra la base del slot (Figura 4b), minimizando así la fricción (28). Estos brackets permiten al arco corregir con mayor libertad las rotaciones y apiñamientos, todo dentro de los límites biológicos del paciente, por lo que se genera un mayor movimiento con una menor cantidad de fuerza aplicada. Es importante recalcar que a pesar de tener menor resistencia a la fricción pueden tener menor control rotacional e inclinación comparada con los sistemas activos (29) (30).

Las diferencias en cuanto a resistencia al deslizamiento entre los brackets pasivos y activos se evidencian en menor grado en la etapa inicial, ya que una vez alineados los dientes, las diferencias se reducen y pueden llegar a ser casi iguales (29).

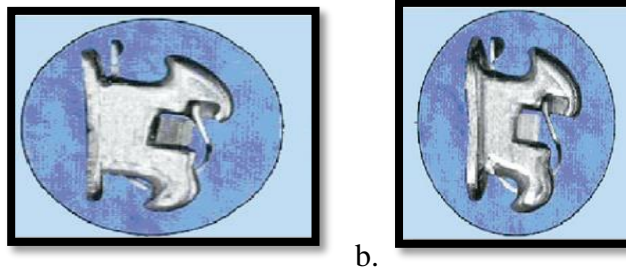


Figura 4a. Bracket de autoligado activo. 4b. Bracket de autoligado pasivo. Fuente: Rinchuse DJ, Miles PG. Self-ligating brackets: present and future. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007; 132:216–222. [citado el 2013 Jul 14]. Disponible en: [http://www.ajodo.org/article/S0889-5406\(07\)00329-0/pdf](http://www.ajodo.org/article/S0889-5406(07)00329-0/pdf).

- **Interactivos:** El sistema de brackets interactivos actúa de forma activa o pasiva dependiendo del calibre del alambre; ya que si éste queda en contacto con la base del bracket es activo y si queda libre es pasivo (29).

II.C. Alambres

A lo largo de la historia se han venido usando distintos tipos de aleaciones metálicas para la elaboración de aparatos ortodóncicos. Durante muchos años, el oro era el material de elección; sin embargo, con la llegada del acero inoxidable en la Primera Guerra Mundial, los arcos de oro perdieron favoritismo y se popularizó el uso de acero inoxidable austenítico como base principal de los alambres debido a que presentaba áreas transversales más pequeñas y poseía características de estabilidad ambiental, rigidez, resiliencia, formabilidad, así como su buen precio (31) (32).

Posteriormente, se empezaron a estudiar otros tipos de aleaciones que presentaran memoria de forma, encontrando en las de Níquel-Titanio una gran alternativa, que con el tiempo se comercializó con el nombre de Nitinol (32). Hoy en día, distintos tipos de aleaciones como: Acero inoxidable, Níquel-Titanio y Cromo-Cobalto se encuentran disponibles para la fabricación de alambres y otros aditamentos en el área de la ortodoncia (30) (32). En el caso de los alambres, éstos han sido diseñados, modificados y mejorados con el fin de permitir el movimiento dental con fuerzas continuas y ligeras, reduciendo el malestar del paciente, la hialinización del tejido, y la reabsorción socavante (32).

En ortodoncia, los alambres se pueden clasificar de acuerdo a la composición química y la microestructura y según las dos anteriores características se determinan las propiedades mecánicas de los mismos. Es de resaltar que la composición química por sí sola no predetermina las propiedades debido a que la configuración micro estructural de los distintos componentes tiene una influencia secundaria (31).

En cuanto a la composición química, se puede establecer, por ejemplo, que el contenido de Titanio de la aleación se relaciona con el incremento en la resistencia friccional. Por lo tanto,

a mayor Titanio, la reactividad superficial aumenta. Con el fin de minimizar este efecto, se ha propuesto alternar la superficie de los alambres de Titanio mediante la implantación de los iones superficiales de nitrógeno, carbono y otros materiales (30).

Las propiedades requeridas en un alambre ortodóncico van a variar dependiendo de su aplicación; sin embargo, tres características son importantes para un alambre ideal (31):

- “Permitir que el alambre se flexione con largas distancias sin deformación permanente, es decir, que tenga una gran deflexión elástica máxima”.
- “Debe tener una rigidez inferior a la del acero inoxidable, lo cual permitiría a los alambres llenar el bracket para controlar y al mismo tiempo producir fuerzas más ligeras”.
- “El alambre debe ser altamente formable, es decir, tener la capacidad de ser doblado y formado fácilmente sin fracturarse”.

Cabe resaltar que ningún alambre es mejor que otro para todas las etapas y ningún alambre es el ideal, teniendo en cuenta que las necesidades de los planes de tratamiento requieren de diferentes niveles de rigidez, características y rangos. Sin embargo, Kusy (1997) establece los criterios de un arco de alambre ideal (Figura 5) (32):



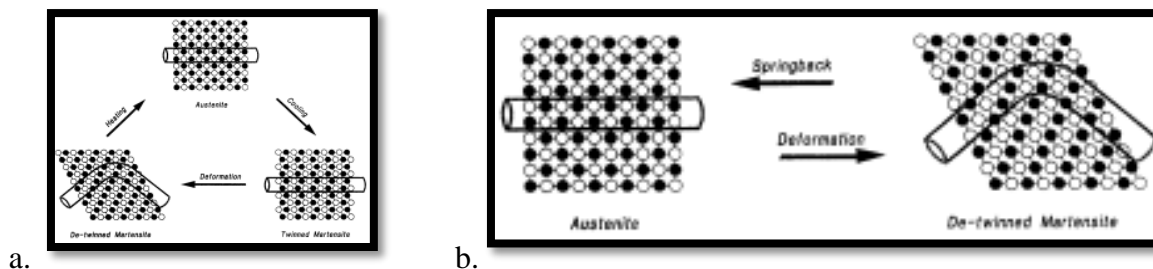
Figura 5. Criterios de un arco de alambre ideal. Fuente: Kusy R. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. Angle Orthod. 1997; 67(3):197-208. [Traducción al español] [citado el 2013 Jul 14]. Disponible en: [http://www.angle.org/doi/pdf/10.1043/0003-3219\(1997\)067%3C0197%3AAROCAT%3E2.3.CO%3B2](http://www.angle.org/doi/pdf/10.1043/0003-3219(1997)067%3C0197%3AAROCAT%3E2.3.CO%3B2)

II.C.1. Aleaciones de Níquel-Titanio:

Hacia los años 60, un metalúrgico llamado W. F. Buehler desarrolló la aleación de Níquel-Titanio, pero fue hasta 1970 que se comercializó por la compañía Unitek. Esta aleación fue llamada Nitinol (55% Ni; 45% Ti) debido a los materiales que la componían: Ni, por el

níquel, Ti por el titanio y nol por el “*Naval Ordnance Laboratory*” en Silver Springs, Maryland (Estados Unidos) sitio donde fue desarrollada (33) (34) (35).

Esta aleación se caracteriza por su “superelasticidad” y por ser capaz de producir un “efecto de memoria de forma” (Figura 6) cuando se lleva a cabo una tensión bajo un tratamiento térmico específico, controlado y constante, cercano a la temperatura oral (30) (33) (34). En comparación con el acero inoxidable, la aleación de Níquel-Titanio tiene una mayor resistencia y un módulo de elasticidad más bajo (Tabla 1) (33) (35).



Fuente: Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000; 33: 297 – 310. [citado el 2013 Jul 30]. Disponible en: <http://www.pubfacts.com/detail/11307203/An-overview-of-nickel-titanium-alloys-used-in-dentistry>.

Tabla 1. *Material del alambre, límite elástico y módulo de elasticidad.*

| Material del alambre | Límite elástico (MPa) | Módulo de elasticidad (E) (GPa) |
|----------------------|-----------------------|---------------------------------|
| Acero inoxidable | 1720/1543-1966 | 193 |
| Titanio-Molibdeno | 1240 1380/769-1254 | 65-100 |
| Cromo-Cobalto | 1792 | 193 |
| Níquel-Titanio | 1650 | 33 |

Nota: MPa megapascal (10^6 Pa), GPa Gigapascal (10^9 Pa). Fuente: Ferreira M, Luersen M, Borges P. Nickel-titanium alloys: A systematic review. *Dental Press J Orthod.* 2012; 17(3):71-82. [Traducción al español] [citado el 2013 Sep 27]. Disponible en: <http://www.scielo.br/pdf/dpjo/v17n3/16.pdf>.

Este tipo de aleaciones se usan generalmente para la alineación de los dientes en las etapas iniciales de tratamiento cuando es necesaria una gran deflexión debido a que presentan un bajo módulo de elasticidad (E) y una excelente recuperación elástica en comparación con otras aleaciones. Teniendo en cuenta su baja formabilidad, se debe evitar su uso en situaciones en las que son requeridos dobles con radio pequeño, ya que las propiedades de deflexión elástica máxima, disminuyen después de hacer el doblé. Tampoco es aconsejable

para las etapas de cierre de espacios. Estos cambios ocurren en función de la temperatura y el estrés (31) (33).

La fuerza de activación es definida como la fuerza necesaria para deformar un arco de alambre cuando se inserta en la ranura de un bracket desalineado, mientras que la fuerza de desactivación es la fuerza aplicada por el arco de alambre sobre un bracket desalineado cuando se está volviendo a su forma original (10).

Los alambres de NiTi se ajustan a la ley de Hooke en su deformación inicial. En la primera fase la deformación alcanza un límite crítico. Posteriormente pasa a una segunda etapa que se caracteriza por la transformación del alambre de estructura cristalina de austenita a martensita (Figura 7). La transformación de fase austenítica a martensítica se produce al aumentar la fuerza aplicada inducida por tensión, y a la inversa (de martensítica a austenítica) al disminuir la tensión, logrando que el alambre recobre su forma original sin producir deformación permanente dentro de un margen de temperatura (10) (30)

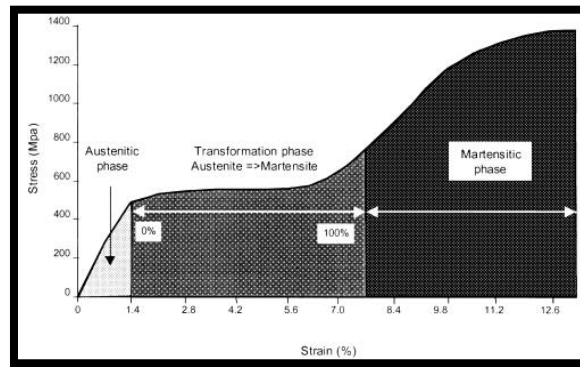


Figura 7. Transformación de fase. Fuente: Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.*2000; 33: 297 – 310. [citado el 2013 Jul 30]. Disponible en: <http://www.pubfacts.com/detail/11307203/An-overview-of-nickel-titanium-alloys-used-in-dentistry>

En fase martensítica, a baja temperatura, el metal es dúctil, maleable y plásticamente deformable facilitando su inserción en los brackets. A medida que los alambres de NiTi reciben el calor de la boca, inician una alteración cristalina austenítica volviéndose más resistentes al estrés, aumentan su rigidez y tienden a recuperar su forma inicial. Las características de memoria de forma y súper elasticidad se producen como resultado de la transición de fase austenita a martensita (33). En esta transición, se produce deformación progresiva del arco de alambre con fuerza casi constante (10) (35). Una vez que el calor se elimina o el alambre se enfría, presenta su característica inicial, teniendo predominantemente una estructura cristalina martensita (Figura 8). Lo ideal es que la temperatura de transición entre las fases martensita y austenita sea cercana a la temperatura oral, lo que facilita su manejo y controla mejor las molestias del paciente (30) (35).

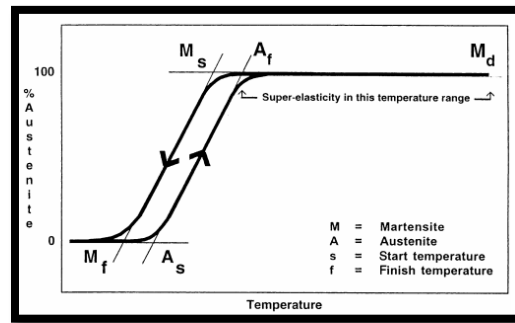


Figura 8. Transformación martensítica. Fuente: Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. Int Endod J.2000; 33: 297 – 310. [citado el 2013 Jul 30]. Disponible en: <http://www.pubfacts.com/detail/11307203/An-overview-of-nickel-titanium-alloys-used-in-dentistry>

Las aleaciones de níquel-titanio se dividen en tres: martensítica estabilizada, austenítica activa y martensítica activa.

- *Martensítica estabilizada (Nitinol convencional)*: Se caracteriza por su baja fuerza por unidad de desactivación, es decir, su baja rigidez (32). Esta rigidez es lineal similar a un resorte, logrando una pérdida igual de fuerza para un incremento fijo de desactivación. Sin embargo, su falta de formabilidad es su gran inconveniente, produciendo fracturas en los alambres. La falta de formabilidad aún se conserva, pero la fragilidad inicial del Nitinol ha sido en gran parte mejorada (32). Tienen una buena recuperación elástica, pero pueden deformarse permanentemente si el límite es excedido o debido a una larga permanencia en boca en casos de apiñamiento moderado o severo. No se espera el efecto de memoria de forma y superelasticidad en estos casos (35).
- *Austenítica activa (Nitinol superelástico)*: Pueden presentar cierto efecto de memoria de forma y súper elasticidad (pseudo elasticidad). Estos alambres son más flexibles y tienen buena recuperación elástica a temperatura ambiente. En esta aleación tanto las fases martensita como austenita tienen un importante rol durante su deformación mecánica. Si alguna tensión, fuerza o estrés (activación) se aplica sobre ellos, ocurrirá una transformación de fase, formándose pequeñas áreas de la estructura cristalina de austenítica a martensítica, haciendo que sea menos rígido en estas áreas y, en consecuencia, más fácil de encajar en una ranura. Al cargar, la aleación austenítica activa comienza con una línea pendiente (rigidez) que produce unas tres veces la fuerza por activación de la aleación convencional nitinol estabilizada martensíticamente. Con la desactivación ocurre lo contrario, aquí la fase martensita se transforma gradualmente a la austenita (32) (35). Esta propiedad o característica inducida por estrés mecánico en los alambres austeníticos activos, los hace únicos dentro del área ortodóncica.
- *Martensítica activa (Nitinol termo elástico)*: Su efecto de memoria de forma es inducido térmicamente. A temperatura ambiente presentan muy pobre resistencia a la tensión y recuperación elástica discreta, por lo que parece aceptar ciertos dobleces. Con la

distorsión y la inserción en la boca del paciente, el alambre es activado por el calor de la cavidad oral y regresa a su forma predeterminada. Después de retirarlos, los alambres se mueven discretamente hacia la forma original sin éxito debido a la disminución de la fuerza (32) (35).

II. D. Rigidez

El concepto de rigidez se ha definido como “la pendiente de la línea recta en un tramo flexionado o la cantidad de fuerza requerida por unidad de activación” (Figura 9). La importancia clínica de éste concepto se ha justificado por el hecho de que la rigidez es el parámetro usado para estudiar y describir la fuerza liberada, ya que establece la relación entre la fuerza aplicada y la deflexión dentro de un rango elástico de trabajo. Por tal motivo se ha descrito que la razón más importante para escoger un alambre de ortodoncia debe hacerse basado en su rigidez o tasa de carga-deflexión (36) (37).

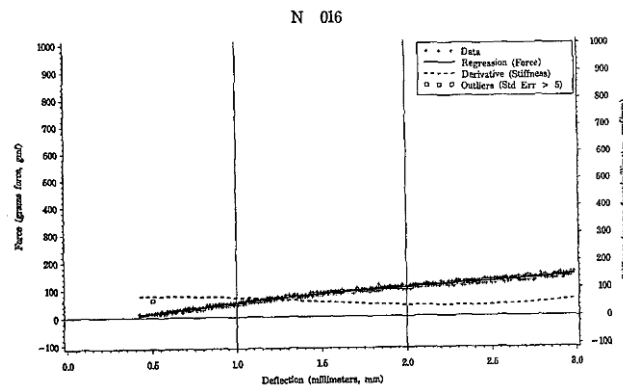


Figura 9. Comparación entre fuerza y rigidez entre arcos de acero inoxidable y níquel titanio 0,016” en tres puntos de flexión durante descarga de 3mm a 0mm. Fuente: Oltjen J, Duncanson M, Ghosh J, Nanda R, Currier G. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wire. The Angle Orthod. 1997; 67(3):209-218. [citado el 2015 Mar 7]. Disponible en: [http://www.angle.org/doi/pdf/10.1043/0003-3219\(1997\)067%3C0209:SDBOSO%3E2.3.CO%3B2](http://www.angle.org/doi/pdf/10.1043/0003-3219(1997)067%3C0209:SDBOSO%3E2.3.CO%3B2)

III. MATERIALES Y MÉTODOS

III.A. Tipo de investigación

Estudio experimental *In vitro* debido a que todas las mediciones se realizaran en un laboratorio bajo condiciones controladas.

III.B. Muestra

La muestra estuvo conformada por 20 arcos de alambre preformado redondos 0,016” de NiTi SE 3M Unitek y 20 arcos de alambre preformado rectangulares 0,016 x 0,022” de NiTi SE 3M Unitek, los cuales fueron seccionados por la mitad, para obtener un total de 80 segmentos de arco. Dos sistemas de autoligado activo de prescripción MBT slot 0,022 x 0,028” también hicieron parte de la muestra, 5 brackets Bioquick® (Forestadent) y 5 brackets Empower® (American Orthodontics).

III.C Tipo de muestreo

Muestreo por conveniencia

III.D. Criterios de selección

III.D.1. Criterios de inclusión

- Brackets de autoligado
- Brackets con prescripción MBT
- Alambre NiTi SE redondo calibre 0,016” y rectangular 0,016” x 0,022”.

III.D.2. Criterios de exclusión

- Brackets cerámicos
- Brackets defectuosos
- Brackets pasivos
- Alambres defectuosos

III.E. Variables (Apéndice A)

III.E.1. Variable dependiente

- **Fuerza (f):**

Definición conceptual: cualquier acción esfuerzo o influencia que puede alterar el estado de movimiento o de reposo de cualquier cuerpo.

Definición operativa: magnitud medida en Newtons al desplazar el bracket a diferentes distancias.

Naturaleza: Cuantitativa, continua.

Escalón de medición: razón.

Valor: Valor expresado en Newtons (N)

III.E.2. Variables independientes

- **Distancia (mm):**
Definición conceptual: magnitud que mide la relación de lejanía o cercanía entre dos cuerpos, objetos o individuos.
Definición operacional: desplazamiento en milímetros del bracket a 1,0 mm – 1,5 mm – 2,0 mm y 2,5 mm.
Naturaleza: categórica.
Escala de medición: nominal.
Valor: 1,0 (1), 1,5 (1,5), 2,0 (2), 2,5 (2,5).
- **Tipo de brackets activo (bra):**
Definición conceptual: brackets cuyas tapas son flexibles y presionan el arco hasta el fondo del slot.
Definición operacional: cada juego de brackets del sistema activo.
Naturaleza: categórica.
Escala de medición: nominal.
Valor: Bioquick® (1), Empower® (2).
- **Alambre de NiTi (alm):**
Definición conceptual: aleación compuesta por 55% Níquel y 45% Titanio.
Definición operativa: aleación compuesta por 55% Níquel y 45% Titanio.
Naturaleza: categórica.
Escala de medición: nominal.
Valor: redondo (1), rectangular (2).
- **Dirección de movimiento (dir):**
Definición conceptual: movimiento de primer orden.
Definición operativa: dirección hacia donde se dirige el bracket en el plano horizontal hacia bucal o lingual.
Naturaleza: categórica.
Escala de medición: nominal.
Valor: vestibular (1), palatino (2).
- **Carga/Descarga (cd):**
Definición conceptual de carga: acción de llevar el alambre al fondo del slot.
Definición conceptual de descarga: esfuerzo que hace el alambre para recuperar su forma inicial.
Definición operativa de carga: movimiento del bracket hacia bucal o lingual de manera ascendente desde 0 mm hasta 3 mm.
Definición operativa de descarga: movimiento del bracket hacia bucal o lingual de manera descendente desde 3 mm hasta 0 mm
Naturaleza: categórica.
Escala de medición: nominal.
Valor: carga (1), descarga (2).

- **Rigidez (rig):**

Definición conceptual: se relaciona con la deformabilidad relativa de un material bajo carga.

Definición operativa: pendiente de la línea recta en un tramo flexionado o la cantidad de fuerza requerida por unidad de activación.

Naturaleza: cuantitativa, continua.

Escala de medición: razón.

Valor: número expresado en Newton / milímetro.

III.F. Materiales e instrumental requerido

- Máquina universal de ensayos INSTRON® 3367
- Dos plataformas acrílicas
- Brackets Bioquick® (Forestadent) correspondientes a los dientes 12, 11, 21, 22 y 23
- Brackets Empower® (American Orthodontics) correspondientes a los dientes 12, 11, 21, 22 y 23
- 40 segmentos de arco de alambre NiTi SE preformados redondo 0,016” 3M Unitek
- 40 segmentos de arco alambre NiTi SE preformados rectangular 0,016 x 0,022” marca 3M Unitek
- Tres portabackets marca ODU®
- Tres dentímetros Spesialized®
- Un tubo de Cianocrilato marca Pegadit®
- 1 segmento de 0.021 x 0.025” acero inoxidable

III.G. Procedimiento

I.G.1. Modelo experimental

Para la medición se usaron dos plataformas acrílicas cada una con un componente fijo donde se adhirieron cuatro brackets correspondientes a los dientes 12 - 11 - 22 - 23 y un componente móvil donde se adhirió el bracket correspondiente al diente 21 para simular los movimientos de primer orden (hacia bucal y lingual).

I.G.2. Selección de brackets

En el estudio se usaron brackets de autoligado activo de Prescripción MBT de slot 0,022 x 0,028”.

- Bioquick® (Forestadent).
- Empower® (American Orthodontics).

I.G.3. Selección de alambres

A los dos tipos de brackets se les insertó dos configuraciones diferentes de alambres redondos y rectangulares de NiTi SE, que se utilizan comúnmente en los movimientos de primer orden.

- 0,016” – Arco preformado de NiTi SE 3M[®] (Unitek).
- 0,016 x 0,022” – Arco preformado de NiTi SE 3M[®] (Unitek).

I.G.4. Cementación

Cinco brackets maxilares se adhirieron con cianocrilato a las dos plataformas a una distancia interbracket de seis milímetros entre cada uno. Los brackets se ubicaron con la ayuda de un dentímetro y un segmento de alambre 0,021 x 0,025” de acero inoxidable paralelo a la placa de acrílico, el cual fue insertado a través del slot de todos los aditamentos cementados en cada placa, con la finalidad de controlar la exactitud del cementado, permitiendo de esta manera que el arco presente la menor resistencia al deslizamiento posible al momento de la medición.

I.G.5. Mediciones

La ejecución de las mediciones se hizo en la máquina universal de ensayos Instron[®] propiedad del Laboratorio de Ingeniería Mecánica de la Universidad de los Andes en la ciudad de Bogotá (Figura 10). Los modelos acrílicos se ubicaron en el portamuestras de la Instron[®] (Figura 11), se insertaron cada uno de los arcos (llevándose a cabo diez veces para cada forma de alambre) y se inició el desplazamiento del componente móvil que contenía el bracket del “21” en un ambiente seco y a temperatura ambiente.

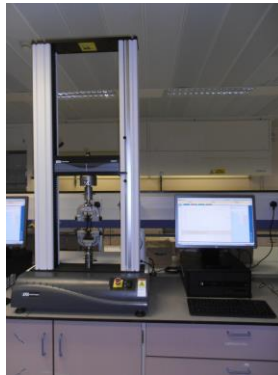


Figura 10. Máquina universal de ensayos Instron[®] 3367



Figura 11. Ubicación del modelo acrílico en la máquina universal de ensayos Instron[®]

Se desplazó el bracket simulando un movimiento bucal y lingual, a partir de 0 mm hasta una distancia máxima de 3 mm con una velocidad constante de 5 mm/minuto. Como se había mencionado, se determinó la fuerza en Newtons (N) a 1,0, 1,5, 2,0 y 2,5 mm de distancia en carga y en descarga en ambas direcciones (Figura 12a, 12b y 12c). Para efectos de la presente investigación se denominó carga bucal cuando a partir de la posición inicial (0 mm), el bracket móvil era desplazado hacia bucal. Al iniciar su regreso al estado inicial el alambre experimentó una descarga lingual. Así mismo, una carga lingual fue seguida por una descarga bucal.

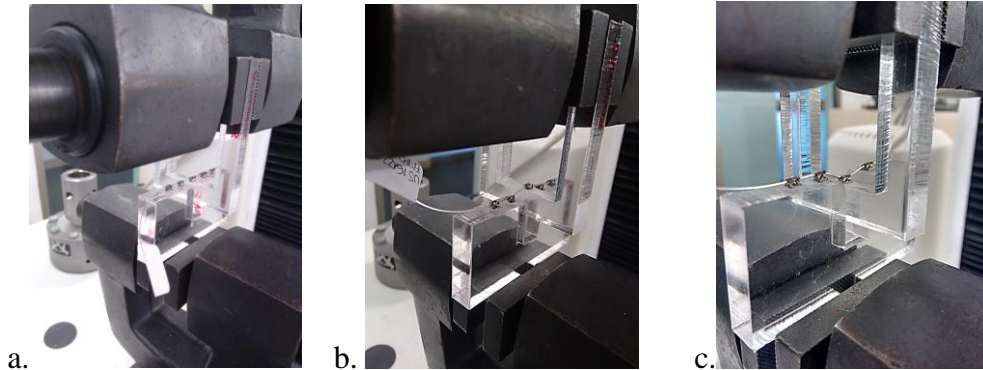


Figura 12a. Modelo acrílico en posición inicial a 0 mm *b.* Desplazamiento en dirección bucal *c.* Desplazamiento en lingual.

Se registraron un total de 160 lecturas de: 2 tipos de brackets x 2 tipos de alambres = 4 mediciones x 10 veces = 40 x 2 movimientos bucal y lingual = 80 x 2 carga y descarga = 160 mediciones (Figura 13). Se hizo cambio de los arcos entre mediciones durante todas las pruebas para eliminar la influencia de binding y notching (18). Finalmente, los datos obtenidos fueron registrados en el instrumento elaborado para tal fin.

Posteriormente se realizaron comparaciones entre:

- Brackets de autoligado Bioquick® (Forestadent) y brackets Empower® (American Orthodontics) con segmentos de arcos NiTi SE 0,016” ” en movimientos bucal y lingual (Gráfica 13).
- Brackets de autoligado Bioquick® (Forestadent) y brackets Empower® (American Orthodontics) con alambres NiTi SE 0,016 x 0,022” en movimientos bucal y lingual (Gráfica 13).

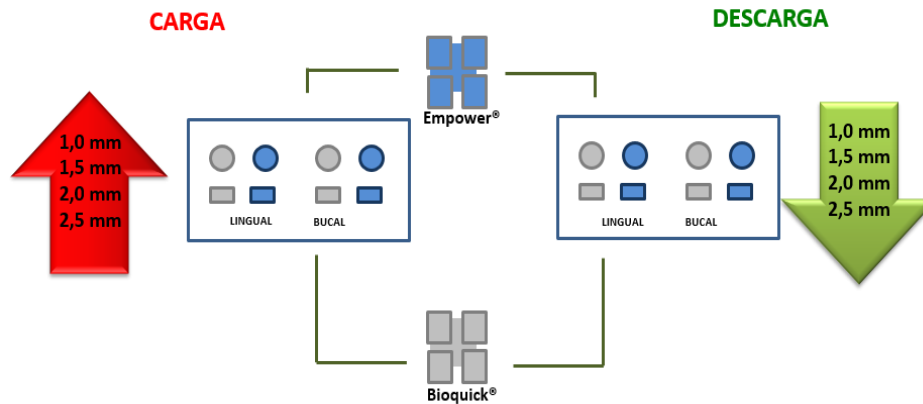


Figura 13. Diagrama de comparaciones a realizar con los diferentes tipos de brackets y arcos NiTi SE, en los movimientos de primer orden.

III. G.6. Prueba piloto

Se realizó durante el mes de Marzo de 2015 en las instalaciones del Laboratorio de Ingeniería Mecánica de la Universidad de los Andes en la ciudad de Bogotá D.C. Para la prueba piloto se usaron dos plataformas de acrílico con la aparatología ortodóntica previamente posicionada. Se midió la fuerza (Valores en Newtons) a partir del deslizamiento de los alambres NiTi SE 0,016" y NiTi SE 0,016 x 0,022" sobre las dos plataformas durante los diez desplazamientos hacia bucal y lingual del incisivo central superior izquierdo [21]. Con la prueba piloto se determinaron los tiempos de evaluación de cada sistema de brackets y alambres, se evaluó el instrumento y se tomaron los datos para hacer el cálculo del tamaño de la muestra.

III.G.7. Instrumento (Apéndice B)

Se elaboró un instrumento en el que se registró cada tipo de bracket activo (Empower® - Bioquick®), tipo de alambre de NiTi SE (0,016" – 0,016 x 0,022"). Finalmente, se registraron los datos obtenidos a través de la Instron®, se tuvieron en cuenta la fuerza y la rigidez en movimientos bucal y lingual, (realizando diez mediciones por movimiento) en carga y descarga y se promediaron los resultados para determinar un único valor de fuerza.

III.H. Procesamiento y análisis estadístico

Toda la información se registró por duplicado en una base de datos elaborada en Excel 2013 (38). Se realizó la validación de las dos bases mediante el programa Epidata 3.1 (39) y los errores de digitación se corrigieron con los instrumentos hasta obtener una base completamente depurada. Los datos se exportaron al paquete estadístico Stata 14 (40) para el análisis correspondiente, el cual mostró que todas las variables cumplieron con los supuestos de normalidad, independencia y homogeneidad de varianzas.

Se realizó un análisis univariado con cálculo de medidas de tendencia central para las variables continuas con sus respectivas medidas de dispersión con intervalo de confianza al 95%. Para las variables cualitativas se calcularon frecuencias relativas con sus respectivos intervalos de confianza. Posteriormente, se hizo el análisis bivariado donde se realizó la prueba *t de Student* para comparar las medias y se estratificó por las posibles combinaciones de manera sistemática de las variables. Todos los resultados para valores menores de $p < 0,05$ fueron considerados estadísticamente significativos. Finalmente se realizó el análisis multivariado mediante una regresión lineal múltiple, la cual se construyó corriendo primero regresiones lineales univariadas y se seleccionaron las variables que tenían una $p < 0,20$, las cuales fueron incluidas en el modelo final mediante el método de selección intencionada de covariables. Por último, se realizó la evaluación del modelo estadístico.

III.I. Consideraciones éticas

De acuerdo con la resolución 008430 de 1993 emitida por el Ministerio de Salud (41), en la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para investigaciones en salud, esta investigación ha sido catalogada sin riesgo puesto que involucra un análisis *In vitro* en el que se usaron materiales de uso en ortodoncia y no se realizó ninguna intervención en individuos. Involucró la obtención de datos suministrados por la máquina de universal ensayos Instron® mediante un instrumento de diligenciamiento por parte del grupo investigador (41). Así mismo, éste estudio fue previamente sometido y aprobado por el comité de investigaciones de la facultad de Odontología de la Universidad Santo Tomás.

IV. RESULTADOS

IV.A. Comportamiento de la fuerza

Los promedios de la fuerza para cada combinación bracket/alambre a las diferentes distancias en carga y descarga se observan en las Tablas 2 y 3. En general, los valores de fuerza encontrados fueron de moderados a altos. En carga bucal los niveles de fuerza más altos se observaron en las combinaciones Empower® 0,016” y Empower® 0,016 x 0,022” a 2,5 mm de distancia (2,68 N y 8,37 N, respectivamente). Los niveles de fuerza más bajos en carga bucal se evidenciaron en las combinaciones Bioquick® 0,016” y Bioquick® 0,016 x 0,022” a 1 mm de distancia (0,67 N y 3,42 N, respectivamente). En cuanto a los valores de fuerza en descarga lingual se encontró que los más altos fueron en las combinaciones Empower® 0,016” (1,55 N) y Bioquick® 0,016 x 0,022” (3,92N) a 2,5 mm de distancia. Los niveles de fuerza más bajos en descarga lingual se encontraron a 1 mm de desplazamiento en alambre redondo en la combinación Bioquick® 0,016” (0,40 N) y en alambre rectangular en la combinación Empower® 0,016 x 0,022” (1,72 N) (Tabla 2).

Tabla 2. Estadística descriptiva de los niveles de fuerza en Newtons para las combinaciones Bioquick® 0,016”, Bioquick® 0,016 x 0,022” y Empower® 0,016”, Empower® 0,016 x 0,022” en carga bucal y descarga lingual.

| BRACKET /ALAMBRE | DISTANCIA (mm) | CARGA (N) (DE) | RANGO | DESCARGA (N) (DE) | RANGO |
|---------------------------|-----------------------|-----------------------|--------------|--------------------------|--------------|
| Bioquick® 0,016” | 1 | 0,67 ± 0,21 | 0,75 - 0,76 | 0,40 ± 0,01 | 0,38 - 0,43 |
| | 1.5 | 1,21 ± 0,02 | 1,18 - 1,24 | 0,78 ± 0,01 | 0,76 - 0,81 |
| | 2 | 1,72 ± 0,09 | 1,46 - 1,78 | 1,14 ± 0,02 | 1,11 - 1,18 |
| | 2.5 | 2,22 ± 0,03 | 2,17 - 2,29 | 1,49 ± 0,02 | 1,46 - 1,53 |
| Bioquick® 0,016x0,022” | 1 | 3,42 ± 0,08 | 3,30- 3,56 | 1,79 ± 0,07 | 1,68 - 1,97 |
| | 1.5 | 4,86 ± 0,09 | 4,73- 5,02 | 2,53 ± 0,07 | 2,40 - 2,69 |
| | 2 | 6,06 ± 0,09 | 5,90 - 6,22 | 3,16 ± 0,01 | 2,98- 3,42 |
| Empower® 0,016” | 2.5 | 6,95 ± 0,01 | 6,77- 7,14 | 3,92± 0,14 | 3,62 - 4,19 |
| | 1 | 0,97 ± 0,03 | 0,93 -1,03 | 0,48 ± 0,15 | 0,05 -0,58 |
| | 1.5 | 1,54 ± 0,06 | 1,39- 1,63 | 0,82 ± 0,25 | 0,09 -0,95 |
| | 2 | 2,13 ± 0,04 | 2,07- 2,20 | 1,29 ± 0,32 | 1,15 - 2,21 |
| Empower® 0,016x0,022” | 2.5 | 2,68 ± 0,04 | 2,61 - 2,74 | 1,55 ± 0,31 | 1,42 - 2,45 |
| | 1 | 3,85 ± 0,16 | 3,42 -3,97 | 1,72 ± 0,40 | 0,87- 2,16 |
| | 1.5 | 5,67 ± 0,01 | 5,29- 5,88 | 2,17 ± 0,77 | 0,57 - 2,91 |
| Empower® 0,016x0,022” | 2 | 7,01 ± 0,34 | 6,11 -7,32 | 2,68 ± 1,36 | 0,42 - 5,26 |
| | 2.5 | 8,37 ± 0,23 | 8,13 - 8,88 | 3,09 ± 1,28 | 0,69 - 4,36 |

N: Newtons. mm: milímetros. DE: Desviación Estándar.

Los valores más altos de fuerza en carga lingual se encontraron en las combinaciones Empower® 0,016” y Empower® 0,016 x 0,022” a 2,5mm (2,68 N y 9,57 N respectivamente). Los niveles de fuerza más bajos en carga lingual se encontraron en la combinaciones Bioquick® 0,016”, Bioquick® 0,016 x 0,022” a 1mm de distancia (0,69 N y 4,16 N, respectivamente). En cuanto a los valores de fuerza en descarga bucal se encontró que los más altos fueron en las combinaciones Bioquick® 0,016”, Bioquick® 0,016 x 0,022” a 2,5mm de distancia (1,58 N y 2,16 N respectivamente). Los niveles de fuerza más bajos en descarga bucal se encontraron a 1mm de distancia, para las combinaciones Empower® 0,016” y Empower® 0,016 x 0,022” con valores de 0,31N y 1,37N respectivamente. (Tabla 3)

Tabla 3a. Estadística descriptiva de los niveles de fuerza en Newtons para las combinaciones Bioquick® 0,016”, Bioquick® 0,016 x 0,022” y Empower® 0,016” y Empower® 0,016 x 0,022” en carga lingual y descarga bucal.

| BRACKET /ALAMBRE | DISTANCIA (mm) | CARGA (N) (DE) | RANGO | DESCARGA (N) (DE) | RANGO |
|---------------------------|-----------------------|-----------------------|--------------|--------------------------|--------------|
| Bioquick® 0,016” | 1 | 0,69 ± 0,06 | 0,63-0,86 | 0,40 ± 0,02 | 0,38 - 0,46 |
| | 1.5 | 1,05 ± 0,46 | 0,13-1,30 | 0,83 ± 0,07 | 0,78 - 0,99 |
| | 2 | 1,94 ± 0,04 | 1,89-2,04 | 1,20 ± 0,05 | 1,14 - 1,32 |
| | 2.5 | 2,46 ± 0,16 | 2,01-2,59 | 1,58 ± 0,08 | 1,49 - 1,75 |
| Bioquick® 0,016x0,022” | 1 | 4,16 ± 0,06 | 4,03-4,24 | 1,78 ± 0,17 | 1,57 - 2,10 |
| | 1.5 | 5,98 ± 0,05 | 5,89-6,06 | 1,86 ± 0,36 | 1,33 - 2,49 |
| | 2 | 7,21 ± 0,14 | 7,21-7,54 | 1,71 ± 0,61 | 1,00 - 2,89 |
| Empower® 0,016x0,022” | 2.5 | 7,94 ± 0,38 | 7,34-8,72 | 2,16 ± 0,94 | 1,04 - 3,92 |

N: Newtons. mm: milímetros. DE: Desviación Estándar.

Tabla 3b. *Estadística descriptiva de los niveles de fuerza en Newtons para las combinaciones Bioquick® 0,016", Bioquick® 0,016 x 0,022" y Empower® 0,016" y Empower® 0,016 x 0,022" en carga lingual y descarga bucal.*

| BRACKET /ALAMBRE | DISTANCIA (mm) | CARGA (N) (DE) | RANGO | DESCARGA (N) (DE) | RANGO |
|----------------------------------|---------------------------|---------------------------|--------------|------------------------------|--------------|
| <i>Empower® 0,016"</i> | 1 | 0,76 ± 0,07 | 0,69–0,96 | 0,31 ± 0,03 | 0,24 – 0,37 |
| | 1.5 | 1,33 ± 0,04 | 1,26–1,40 | 0,77 ± 0,03 | 0,71 – 0,84 |
| | 2 | 2,00 ± 0,04 | 1,92–2,04 | 1,18 ± 0,03 | 1,13 – 1,23 |
| | 2.5 | 2,68 ± 0,05 | 2,65–2,74 | 1,55 ± 0,05 | 1,47 – 1,64 |
| <i>Empower® 0,016x0,022"</i> | 1 | 5,31 ± 1,53 | 4,59–9,64 | 1,37 ± 0,20 | 0,94 – 1,64 |
| | 1.5 | 6,98 ± 0,34 | 6,69–7,89 | 1,47 ± 0,32 | 0,87 – 1,82 |
| | 2 | 8,52 ± 0,78 | 7,76–10,1 | 1,25 ± 0,34 | 0,80 – 1,90 |
| | 2.5 | 9,57 ± 1,50 | 7,56–12,1 | 1,08 ± 0,5 | 0,36 – 1,61 |

N: Newtons. mm: milímetros. DE: Desviación Estándar.

Las diferencias entre los valores promedio de fuerza en las combinaciones Bioquick® 0,016"/Empower® 0,016" en carga y Bioquick® 0,016"/Empower® 0,016" en descarga, en dirección bucal y lingual se observan en la Tabla 4. Se evidenció que en el 56,3% de los desplazamientos medidos hay una diferencia estadísticamente significativa. El 87,5% fue en carga y solo el 25,% en descarga. En carga bucal todas las diferencias fueron significativas, y en carga lingual el 75% mostraron diferencias estadísticamente significativas, siendo mayores los valores en la combinación Empower® 0,016". En descarga lingual no hubo una diferencia estadísticamente significativa mientras que en descarga bucal el 50% mostró una diferencia estadísticamente significativa, siendo mayores los valores en la combinación Bioquick® 0,016". (Tabla 4)

Tabla 4a. *Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Bioquick® 0,016"/Empower® 0,016" en carga y Bioquick® 0,016"/Empower® 0,016" en descarga en dirección bucal y lingual al aplicar la prueba t de Student (p<0.05).*

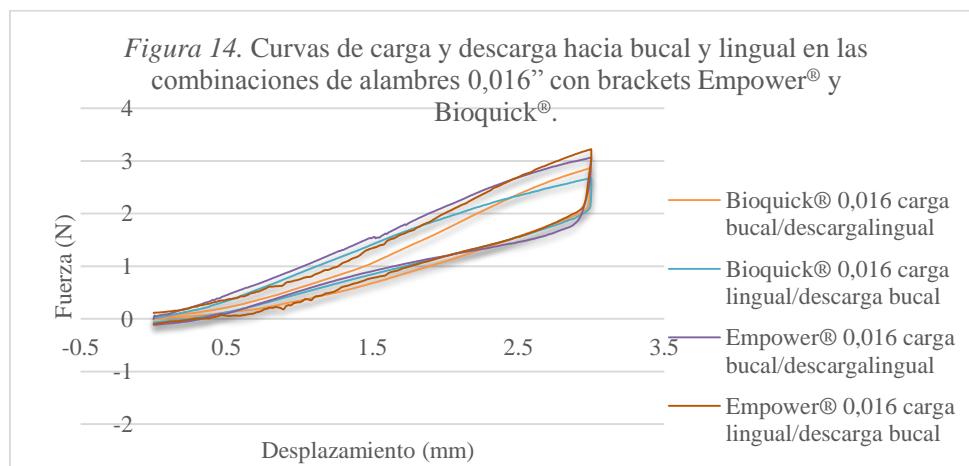
| BRACKET | CARGA/ DESCARGA/ DISTANCIA | FUERZA (N) (DE) | p* |
|------------------------|---|----------------------------|-----------|
| <i>Dirección bucal</i> | | | |
| <i>Bioquick®</i> | Carga bucal 1,0 mm | 0,67 ± 0,06 | < 0,001* |
| <i>Empower®</i> | | 0,97 ± 0,01 | |
| <i>Bioquick®</i> | Carga bucal 1,5 mm | 1,21 ± 0,01 | < 0,001* |
| <i>Empower®</i> | | 1,54 ± 0,02 | |
| <i>Bioquick®</i> | Carga bucal 2,0 mm | 1,72 ± 0,02 | < 0,001* |
| <i>Empower®</i> | | 2,13 ± 0,01 | |
| <i>Bioquick®</i> | Carga bucal 2,5 mm | 2,22 ± 0,01 | < 0,001* |
| <i>Empower®</i> | | 2,68 ± 0,01 | |

N: Newtons. mm: milímetros. DE: Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa (p<0,05).

Tabla 4b. Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Bioquick® 0,016"/Empower® 0,016" en carga y Bioquick® 0,016"/Empower® 0,016" en descarga en dirección bucal y lingual al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| BRACKET | CARGA/ DESCARGA/ DISTANCIA | FUERZA (N) (DE) | p* |
|--------------------------|-------------------------------|--------------------|----------|
| <i>Dirección bucal</i> | | | |
| Bioquick® | Descarga lingual 1,0 mm | 0,40 ± 0,01 | 0,150 |
| Empower® | | 0,48 ± 0,04 | |
| Bioquick® | Descarga lingual 1,5 mm | 0,78 ± 0,01 | 0,670 |
| Empower® | | 0,82 ± 0,08 | |
| Bioquick® | Descarga lingual 2,0 mm | 1,14 ± 0,01 | 0,163 |
| Empower® | | 1,29 ± 0,10 | |
| Bioquick® | Descarga lingual 2,5 mm | 1,49 ± 0,01 | 0,566 |
| Empower® | | 1,55 ± 0,09 | |
| <i>Dirección lingual</i> | | | |
| Bioquick® | Carga lingual 1,0 mm | 0,69 ± 0,02 | 0,031* |
| Empower® | | 0,76 ± 0,02 | |
| Bioquick® | Carga lingual 1,5 mm | 1,05 ± 0,14 | 0,067 |
| Empower® | | 1,33 ± 0,01 | |
| Bioquick® | Carga lingual 2,0 mm | 1,94 ± 0,01 | 0,008 * |
| Empower® | | 2,00 ± 0,01 | |
| Bioquick® | Carga lingual 2,5 mm | 2,46 ± 0,05 | < 0,001* |
| Empower® | | 2,68 ± 0,01 | |
| Bioquick® | Descarga bucal 1,0 mm | 0,40 ± 0,01 | < 0,001* |
| Empower® | | 0,31 ± 0,01 | |
| Bioquick® | Descarga bucal 1,5 mm | 0,83 ± 0,02 | 0,031* |
| Empower® | | 0,77 ± 0,01 | |
| Bioquick® | Descarga bucal 2,0 mm | 1,20 ± 0,01 | 0,563 |
| Empower® | | 1,18 ± 0,01 | |
| Bioquick® | Descarga bucal 2,5 mm | 1,58 ± 0,02 | 0,406 |
| Empower® | | 1,55 ± 0,01 | |

N: Newtons. mm: milímetros. DE: Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).



En la figura 14 se muestra que los alambres usados tuvieron un comportamiento similar al esperado en las aleaciones de Níquel Titanio superelástico, donde se evidencia una gran deflexión por su bajo módulo de elasticidad y una excelente recuperación elástica. Sin embargo, ésta deformación no fue suficiente para causar el efecto de superelasticidad, representado en la gráficas por mesetas. El desplazamiento inicia con una línea recta con cierta inclinación que indica el grado de rigidez y que continúa en ascenso hasta llegar al punto máximo de desplazamiento. Posteriormente se inicia la descarga del alambre y se observa una caída en la fuerza y una nueva inclinación de la línea, mostrando que el comportamiento en descarga fue igual al comportamiento en carga, pero con menor fuerza. Finalmente el alambre recuperó su forma original sin evidencia de deformación permanente.

En relación con las combinaciones de alambre 0,016 x 0,022” en brackets Bioquick® y Empower®, en desplazamientos bucal y lingual en carga y descarga, se encontró que en el 68,7% de los desplazamientos hubo una diferencia estadísticamente significativa. El 100% se encontró en carga y el 37,5% en descarga. De los valores de carga hacia bucal y lingual, los datos de fuerza fueron mayores en la combinación Empower® 0,016 x 0,022”. En cuanto a las diferencias de los valores en descarga, el 75% fueron en descarga bucal, con valores de fuerza mayores en la combinación Bioquick® 0,016 x 0,022” (Tabla 5).

Tabla 5a. Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Bioquick® 0,016 x 0,022”/Empower® 0,016 x 0,022” en carga y Bioquick® 0,016 x 0,022”/ Empower® 0,016 x 0,022” en descarga en dirección bucal y lingual al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

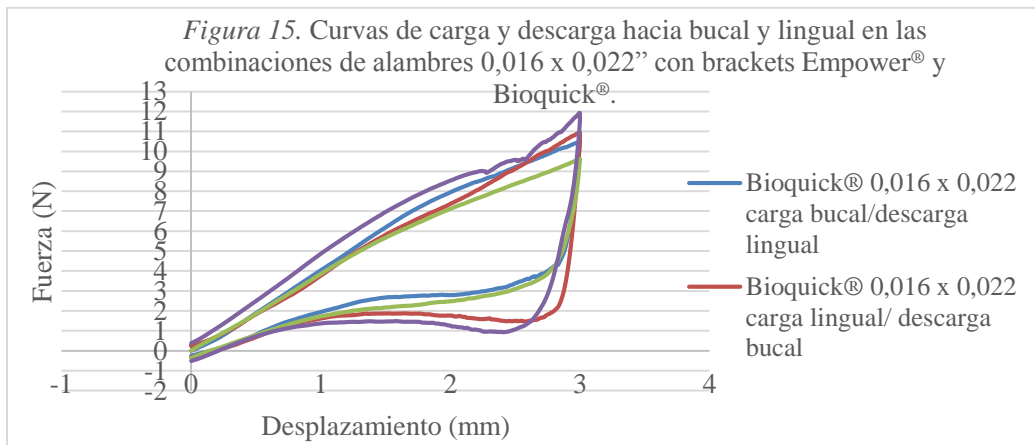
| BRACKET | CARGA/ DESCARGA/ DISTANCIA | FUERZA (N) (DE) | p* |
|------------------------|----------------------------------|--------------------|----------|
| <i>Dirección bucal</i> | | | |
| Bioquick® | Carga bucal 1,0 mm | 3,42 ± 0,02 | <0,001* |
| Empower® | | 3,85 ± 0,05 | |
| Bioquick® | Carga bucal 1,5 mm | 4,86 ± 0,02 | < 0,001* |
| Empower® | | 5,67 ± 0,05 | |
| Bioquick® | Carga bucal 2,0 mm | 6,06 ± 0,03 | < 0,001* |
| Empower® | | 7,01 ± 0,10 | |
| Bioquick® | Carga bucal 2,5 mm | 6,95 ± 0,03 | < 0,001* |
| Empower® | | 8,37 ± 0,07 | |
| Bioquick® | Descarga lingual 1,0 mm | 1,79 ± 0,02 | 0,547 |
| Empower® | | 1,72 ± 0,12 | |
| Bioquick® | Descarga lingual 1,5 mm | 2,53 ± 0,02 | 0,158 |
| Empower® | | 2,17 ± 0,24 | |
| Bioquick® | Descarga lingual 2,0 mm | 3,16 ± 0,04 | 0,285 |
| Empower® | | 2,68 ± 0,43 | |
| Bioquick® | Descarga lingual 2,5 mm | 3,92 ± 0,04 | 0,059 |
| Empower® | | 3,09 ± 0,40 | |

N: Newtons. mm: milímetros. DE: Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabla 5b. Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Bioquick® 0,016 x 0,022”/Empower® 0,016 x 0,022” en carga y Bioquick® 0,016 x 0,022”/ Empower® 0,016 x 0,022” en descarga en dirección bucal y lingual al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| BRACKET | CARGA/ DESCARGA/ DISTANCIA | FUERZA (N) (DE) | p* |
|--------------------------|----------------------------------|--------------------|----------|
| <i>Dirección lingual</i> | | | |
| Bioquick® | Carga lingual 1,0 mm | 4,16 ± 0,02 | 0,028* |
| Empower® | Carga lingual 1,0 mm | 5,31 ± 0,48 | |
| Bioquick® | Carga lingual 1,5 mm | 5,98 ± 0,01 | < 0,001* |
| Empower® | Carga lingual 1,5 mm | 6,98 ± 0,10 | |
| Bioquick® | Carga lingual 2,0 mm | 7,21 ± 0,04 | < 0,001* |
| Empower® | Carga lingual 2,0 mm | 8,52 ± 0,24 | |
| Bioquick® | Carga lingual 2,5 mm | 7,94 ± 0,12 | < 0,001* |
| Empower® | Carga lingual 2,5 mm | 9,57 ± 0,47 | |
| Bioquick® | Descarga bucal 1,0 mm | 1,78 ± 0,05 | < 0,001* |
| Empower® | Descarga bucal 1,0 mm | 1,37 ± 0,06 | |
| Bioquick® | Descarga bucal 1,5 mm | 1,86 ± 0,11 | 0,021* |
| Empower® | Descarga bucal 1,5 mm | 1,47 ± 0,10 | |
| Bioquick® | Descarga bucal 2,0 mm | 1,71 ± 0,19 | 0,051 |
| Empower® | Descarga bucal 2,0 mm | 1,25 ± 0,11 | |
| Bioquick® | Descarga bucal 2,5 mm | 2,16 ± 0,30 | < 0,001* |
| Empower® | Descarga bucal 2,5 mm | 1,08 ± 0,15 | |

N: Newtons. mm: milímetros. DE: Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).



La figura 15 muestra un comportamiento similar al de la gráfica 1 durante el desplazamiento en carga, predominando la fase austenita del alambre. Después de llegar al punto máximo de desplazamiento se inicia la descarga del alambre y se observa una caída en la fuerza y una nueva inclinación debido a que se retiró la tensión en el alambre. Posteriormente se inicia la descarga del alambre y se observa una caída en la fuerza y una nueva inclinación de la línea, mostrando que el comportamiento en descarga fue igual al comportamiento en carga, pero con

menor fuerza. Finalmente el alambre recuperó su forma original sin evidencia de deformación permanente.

En cuanto a las combinaciones Bioquick® 0,016"/Bioquick® 0,016 x 0,022" en carga y Bioquick® 0,016"/Bioquick® 0,016 x 0,022" en descarga en dirección bucal y lingual, se encontró que el 93,7% del total de los datos fueron estadísticamente significativos, siendo mayor en las combinaciones Bioquick® 0,016 x 0,022". De los valores en carga, tanto en dirección bucal como lingual, el 100% de los datos fueron significativos. En cuanto a la descarga lingual la totalidad de los datos fueron significativos, y en descarga bucal lo fueron el 75% de los datos (Tabla 6).

Tabla 6a. Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Bioquick® 0,016"/Bioquick® 0,016 x 0,022" en carga y Bioquick® 0,016"/Bioquick® 0,016 x 0,022" en descarga en dirección bucal y lingual al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

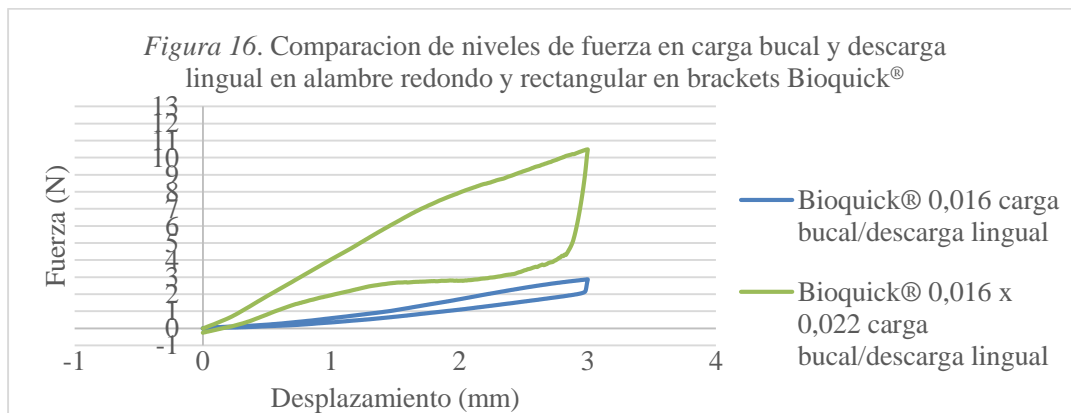
| ALAMBRE | CARGA/ DESCARGA/ DISTANCIA | FUERZA (N) (DE) | p* |
|--------------------------|----------------------------------|--------------------|---------|
| <i>Dirección bucal</i> | | | |
| 0,016" | Carga bucal 1,0mm | 0,67 ± 0,06 | <0,001* |
| 0,016x0,022" | | 3,42 ± 0,02 | |
| 0,016" | Carga bucal 1,5mm | 1,21 ± 0,01 | <0,001* |
| 0,016x0,022" | | 4,86 ± 0,02 | |
| 0,016" | Carga bucal 2,0mm | 1,72 ± 0,02 | <0,001* |
| 0,016x0,022" | | 6,06 ± 0,03 | |
| 0,016" | Carga bucal 2,5mm | 2,22 ± 0,01 | <0,001* |
| 0,016x0,022" | | 6,95 ± 0,03 | |
| 0,016" | Descarga lingual 1,0mm | 0,40 ± 0,01 | <0,001* |
| 0,016x0,022" | | 1,79 ± 0,02 | |
| 0,016" | Descarga lingual 1,5mm | 0,78 ± 0,01 | <0,001* |
| 0,016x0,022" | | 2,53 ± 0,02 | |
| 0,016" | Descarga lingual 2,0mm | 1,14 ± 0,01 | <0,001* |
| 0,016x0,022" | | 3,16 ± 0,04 | |
| 0,016" | Descarga lingual 2,5mm | 1,49 ± 0,01 | <0,001* |
| 0,016x0,022" | | 3,92 ± 0,04 | |
| <i>Dirección lingual</i> | | | |
| 0,016" | Carga lingual 1,0mm | 0,69 ± 0,02 | <0,001* |
| 0,016x0,022" | | 4,16 ± 0,02 | |
| 0,016" | Carga lingual 1,5mm | 1,05 ± 0,14 | <0,001* |
| 0,016x0,022" | | 5,98 ± 0,01 | |
| 0,016" | Carga lingual 2,0mm | 1,94 ± 0,01 | <0,001* |
| 0,016x0,022" | | 7,21 ± 0,04 | |
| 0,016" | Carga lingual 2,5mm | 2,46 ± 0,05 | <0,001* |
| 0,016x0,022" | | 7,94 ± 0,12 | |
| 0,016" | Descarga bucal 1,0mm | 0,40 ± 0,01 | <0,001* |
| 0,016x0,022" | | 1,78 ± 0,05 | |

N: Newtons. mm: milímetros. DE: Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabla 6b. Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Bioquick® 0,016"/Bioquick® 0,016 x 0,022" en carga y Bioquick® 0,016"/Bioquick® 0,016 x 0,022" en descarga en dirección bucal y lingual al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| ALAMBRE | CARGA/ DESCARGA/ DISTANCIA | FUERZA (N) (DE) | p* |
|--------------|----------------------------------|--------------------|---------|
| 0,016" | Descarga bucal 1,5mm | 0,83 ± 0,02 | <0,001* |
| 0,016x0,022" | | 1,86 ± 0,11 | |
| 0,016" | Descarga bucal 2,0mm | 1,20 ± 0,01 | 0,016* |
| 0,016x0,022" | | 1,71 ± 0,19 | |
| 0,016" | Descarga bucal 2,5mm | 1,58 ± 0,02 | 0,069 |
| 0,016x0,022" | | 2,16 ± 0,30 | |

N: Newtons. mm: milímetros. DE: Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).



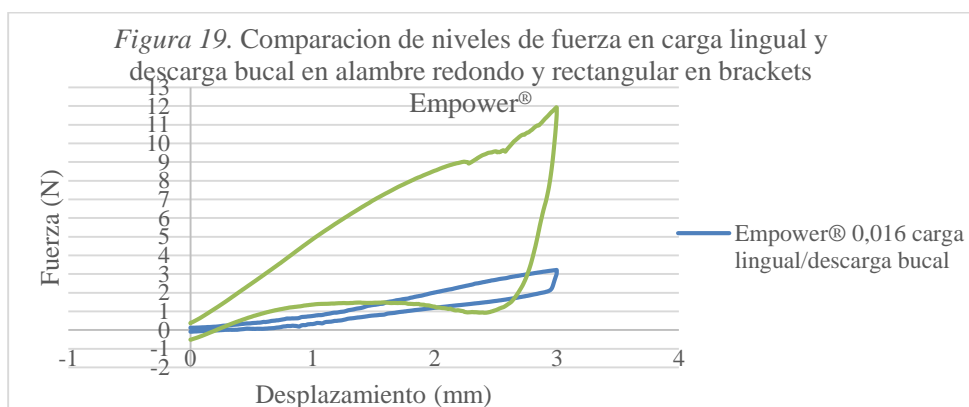
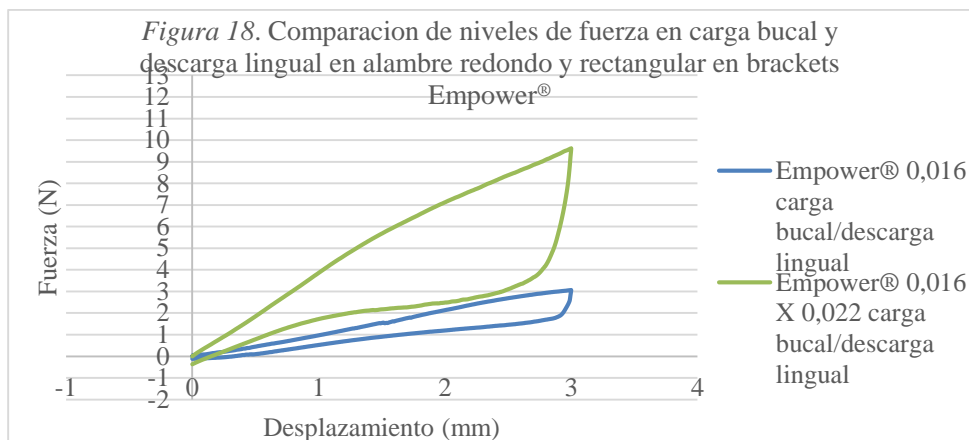
En las figuras 16 y 17 se observa el mismo comportamiento de los alambres descrito anteriormente en las figuras 14 y 15, tanto en carga como en descarga. Se evidencia claramente que la rigidez y la fuerza entregada por el alambre 0,016" fue mucho menor (representada por la menor inclinación de la línea azul) que para el alambre de 0,016 x 0,022", tanto en dirección bucal como lingual. Por otro lado, hubo una mayor disminución en la fuerza durante la descarga (representada por la línea vertical al finalizar el desplazamiento en carga), más específicamente en descarga bucal, a una misma distancia en comparación con la descarga bucal.

Para las combinaciones Empower® 0,016"/Empower® 0,016 x 0,022" en carga y Empower® 0,016"/Empower® 0,016 x 0,022" en descarga igualmente se encontraron diferencias significativas en el 93,7% del total de todos los casos. De los valores en carga, tanto en dirección bucal como lingual, el 100% de los datos fueron significativos. En cuanto a la descarga lingual la totalidad de los datos fueron significativos, y en descarga bucal lo fueron el 75% de los datos (Tabla 7).

Tabla 7. Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Empower® 0,016"/Empower® 0,016 x 0,022" en carga y Empower® 0,016"/Empower® 0,016 x 0,022" en descarga, en dirección bucal y lingual al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| ALAMBRE | CARGA/ DESCARGA/ DISTANCIA | FUERZA (N) (DE) | p* |
|--------------------------|-------------------------------|--------------------|---------|
| <i>Dirección bucal</i> | | | |
| 0,016" | | 0,97 ± 0,01 | |
| 0,016x0,022" | Carga bucal 1,0mm | 3,85 ± 0,05 | <0,001* |
| 0,016" | | 1,54 ± 0,02 | |
| 0,016x0,022" | Carga bucal 1,5mm | 5,67 ± 0,05 | <0,001* |
| 0,016" | | 2,13 ± 0,01 | |
| 0,016x0,022" | Carga bucal 2,0mm | 7,01 ± 0,10 | <0,001* |
| 0,016" | | 2,68 ± 0,01 | |
| 0,016x0,022" | Carga bucal 2,5mm | 8,37 ± 0,07 | <0,001* |
| 0,016" | | 0,48 ± 0,04 | |
| 0,016x0,022" | Descarga lingual 1,0mm | 1,72 ± 0,12 | <0,001* |
| 0,016" | | 0,82 ± 0,08 | |
| 0,016x0,022" | Descarga lingual 1,5mm | 2,17 ± 0,24 | <0,001* |
| 0,016" | | 1,29 ± 0,10 | |
| 0,016x0,022" | Descarga lingual 2,0mm | 2,68 ± 0,43 | 0,005* |
| 0,016" | | 1,55 ± 0,09 | |
| 0,016x0,022" | Descarga lingual 2,5mm | 3,09 ± 0,40 | <0,001* |
| <i>Dirección lingual</i> | | | |
| 0,016" | | 0,76 ± 0,02 | |
| 0,016x0,022" | Carga lingual 1,0mm | 5,31 ± 0,48 | <0,001* |
| 0,016" | | 1,33 ± 0,01 | |
| 0,016x0,022" | Carga lingual 1,5mm | 6,98 ± 0,10 | <0,001* |
| 0,016" | | 2,00 ± 0,01 | |
| 0,016x0,022" | Carga lingual 2,0mm | 8,52 ± 0,24 | <0,001* |
| 0,016" | | 2,68 ± 0,01 | |
| 0,016x0,022" | Carga lingual 2,5mm | 9,57 ± 0,47 | <0,001* |
| 0,016" | | 0,31 ± 0,01 | |
| 0,016x0,022" | Descarga bucal 1,0mm | 1,37 ± 0,06 | <0,001* |
| 0,016" | | 0,77 ± 0,01 | |
| 0,016x0,022" | Descarga bucal 1,5mm | 1,47 ± 0,10 | <0,001* |
| 0,016" | | 1,18 ± 0,01 | |
| 0,016x0,022" | Descarga bucal 2,0mm | 1,25 ± 0,11 | 0,581 |
| 0,016" | | 1,55 ± 0,01 | |
| 0,016x0,022" | Descarga bucal 2,5mm | 1,08 ± 0,15 | 0,007* |

N: Newtons. mm: milímetros. DE: Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).



En las figuras 18 y 19 se observa un comportamiento similar de los alambres que el observado en las figuras 16 y 17 en brackets Bioquick®, tanto en carga como en descarga. Se evidencia una menor rigidez y fuerza entregada por el alambre 0,016" (representada por la menor inclinación de la línea azul) en comparación al alambre 0,016 x 0,022", tanto en dirección bucal como lingual. Así mismo, hubo una mayor disminución en la fuerza durante la descarga (representada por la línea vertical al finalizar el desplazamiento en carga), más específicamente en descarga bucal, a una misma distancia en comparación con la descarga lingual. La gran diferencia entre brackets Empower® y Bioquick® radica en que la caída de la fuerza una vez iniciada la descarga, fue mayor en Empower®. Así mismo, en brackets Empower® se observó que entre 2mm y 2,5mm en descarga, el alambre 0,016" entregó más fuerza que el alambre 0,016 x 0,022", siendo estadísticamente significativo a 2,5mm

Para las combinaciones Bioquick® 0,016" (bucal)/Bioquick® 0,016 (lingual) en carga y Bioquick® 0,016" (bucal)/ Bioquick® 0,016 (lingual) en descarga, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el 50% de los datos en carga y descarga a 2mm y 2,5mm, siendo los valores más altos en carga lingual y descarga bucal (Tabla 8).

En cuanto a las combinaciones Bioquick® 0,016 x 0,022" (bucal)/ Bioquick® 0,016 x 0,022" (lingual) en carga y Bioquick® 0,016 x 0,022" (bucal)/ Bioquick® 0,016 x 0,022" (lingual) en descarga, se encontraron valores estadísticamente significativos en el 87,5% de la

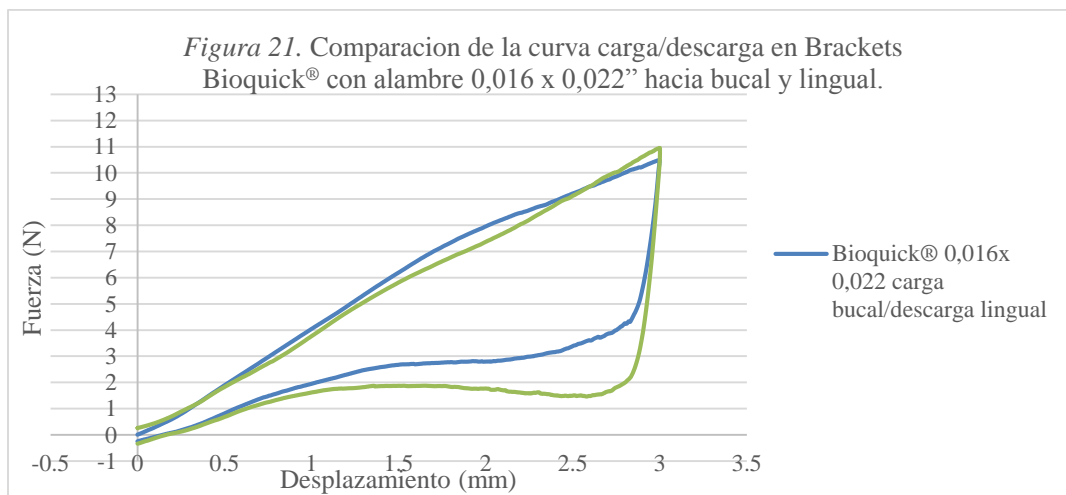
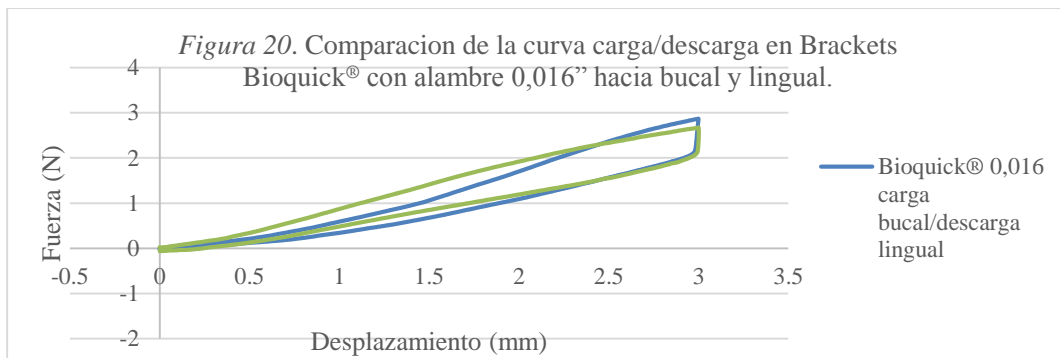
totalidad de los datos evaluados. Para los valores en carga, el 100% de los datos fueron estadísticamente significativos, y en descarga lo fue el 75%. Para todos los datos, los niveles de fuerza más altos se encontraron en descarga bucal y en carga lingual a 2,5mm, así mismo en las combinaciones Bioquick® 0,016 x 0,022” (bucal) y Bioquick® 0,016 x 0,022” (lingual) (Tabla 8).

Tabla 8. Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Bioquick® 0,016” (bucal)/ Bioquick® 0,016 (lingual) y Bioquick® 0,016 x 0,022” (bucal)/ Bioquick® 0,016 x 0,022” (lingual) en carga y descarga al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| DIRECCIÓN | CARGA/ DESCARGA/ DISTANCIA | FUERZA (N) | p* |
|-------------------------------|-------------------------------|---------------|---------|
| Alambre 0,016” | | | |
| Bucal | Carga 1,0 mm | 0,67 ± 0,06 | 0,748 |
| Lingual | | 0,69 ± 0,02 | |
| Bucal | Carga 1,5 mm | 1,21 ± 0,01 | 0,285 |
| Lingual | | 1,05 ± 0,14 | |
| Bucal | Carga 2,0 mm | 1,72 ± 0,02 | <0,001* |
| Lingual | | 1,94 ± 0,02 | |
| Bucal | Carga 2,5 mm | 2,22 ± 0,01 | <0,001* |
| Lingual | | 2,46 ± 0,05 | |
| Lingual | Descarga 1,0 mm | 0,40 ± 0,01 | 0,780 |
| Bucal | | 0,40 ± 0,01 | |
| Lingual | Descarga 1,5 mm | 0,78 ± 0,00 | 0,061 |
| Bucal | | 0,83 ± 0,02 | |
| Lingual | Descarga 2,0 mm | 1,14 ± 0,01 | 0,013* |
| Bucal | | 1,20 ± 0,01 | |
| Lingual | Descarga 2,5 mm | 1,49 ± 0,01 | 0,006* |
| Bucal | | 1,58 ± 0,02 | |
| Alambre 0,016 x 0,022” | | | |
| Bucal | Carga 1,0 mm | 3,42 ± 0,02 | <0,001* |
| Lingual | | 4,16 ± 0,02 | |
| Bucal | Carga 1,5 mm | 4,86 ± 0,02 | <0,001* |
| Lingual | | 5,98 ± 0,01 | |
| Bucal | Carga 2,0 mm | 6,06 ± 0,03 | <0,001* |
| Lingual | | 7,21 ± 0,04 | |
| Bucal | Carga 2,5 mm | 6,95 ± 0,03 | <0,001* |
| Lingual | | 7,94 ± 0,12 | |
| Lingual | Descarga 1,0 mm | 1,79 ± 0,02 | 0,767 |
| Bucal | | 1,78 ± 0,05 | |
| Lingual | Descarga 1,5 mm | 2,53 ± 0,02 | <0,001* |
| Bucal | | 1,86 ± 0,11 | |
| Lingual | Descarga 2,0 mm | 3,16 ± 0,04 | <0,001* |
| Bucal | | 1,71 ± 0,19 | |
| Lingual | Descarga 2,5 mm | 3,92 ± 0,04 | <0,001* |
| Bucal | | 2,16 ± 0,30 | |

N: Newtons. mm: milímetros. DE: Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

En la figura 20 se muestra que en el alambre 0,016” no se observa el comportamiento clásico de un alambre superelástico, teniendo en cuenta que tanto para carga como para descarga la línea mantuvo una inclinación constante sin mesetas, lo que implica que la fuerza aumentó y disminuyó gradualmente en carga y descarga. En la gráfica 21 se observa que en el alambre 0,016 x 0,022” hubo una mayor disminución en la fuerza durante la descarga (representada por la línea vertical al finalizar el desplazamiento en carga), más específicamente en descarga bucal, a una misma distancia en comparación con la descarga lingual. La diferencia entre descarga bucal y lingual radica en que la caída de la fuerza una vez iniciada la descarga, fue mayor en descarga lingual (mayor histéresis). En alambre 0,016 x 0,022” si se logra observar la meseta en descarga mostrando un comportamiento más constante en descarga lingual (representada por la línea azul). Finalmente el alambre recuperó su forma original sin evidencia de deformación permanente.



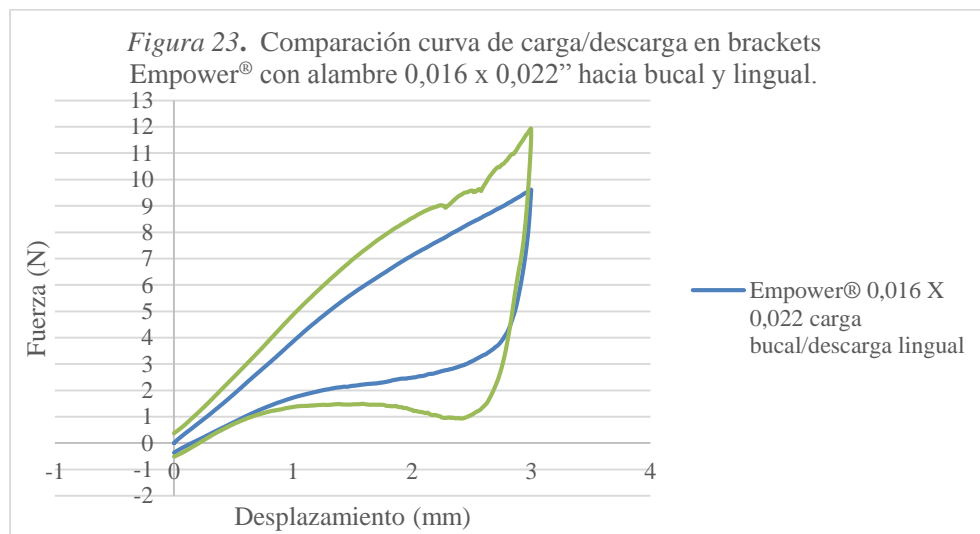
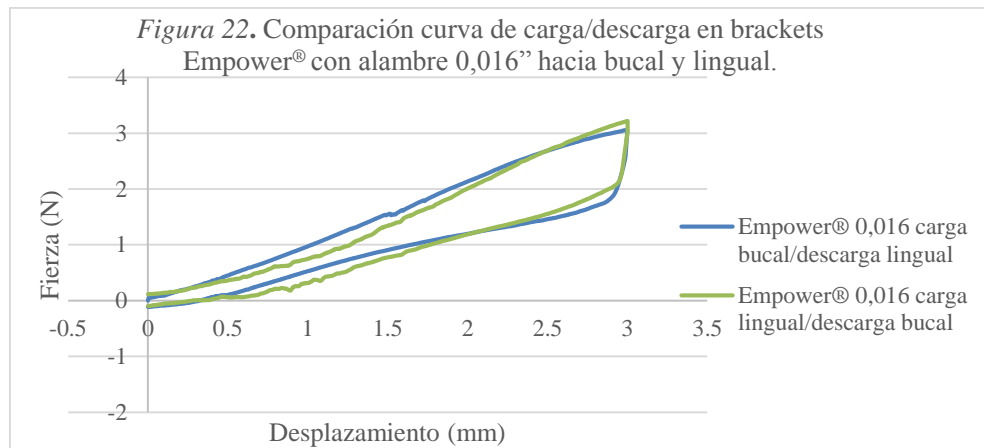
Al evaluar las combinaciones Empower® 0,016” (bucal)/ Empower® 0,016” (lingual) en carga y Empower® 0,016 x 0,022” (bucal)/ Empower® 0,016 x 0,022” (lingual) en descarga, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el 50% del total de los datos. En cuanto a los valores en carga, las diferencias se evidenciaron en el 75% de las mediciones, siendo mayores los valores en carga bucal. En contraste, en descarga solo hubo diferencias significativas en el 25% de los datos. Para las combinaciones Empower® 0,016 x 0,022”

(bucal) y Empower® 0,016 x 0,022” (lingual) se encontró que hubo diferencias significativas en el 50% de los datos tanto en carga y descarga. (Tabla 9)

Tabla 9. Comparación de los promedios de fuerza entre las combinaciones Empower® 0,016” (bucal)/ Empower® 0,016” (lingual) y Empower® 0,016 x 0,022” (bucal)/ Empower® 0,016 x 0,022” (lingual) en carga y descarga al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| DIRECCIÓN | CARGA/ DESCARGA/ DISTANCIA | FUERZA (N) (DE) | p* |
|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|---------|
| Alambre 0,016” | | | |
| Bucal | Carga 1,0mm | 0,97 ± 0,01 | <0,001* |
| lingual | | 0,76 ± 0,02 | |
| Bucal | Carga 1,5mm | 1,54 ± 0,20 | <0,001* |
| lingual | | 1,33 ± 0,01 | |
| Bucal | Carga 2,0mm | 2,13 ± 0,01 | <0,001* |
| lingual | | 2,00 ± 0,01 | |
| Bucal | Carga 2,5mm | 2,68 ± 0,01 | 0,980 |
| lingual | | 2,68 ± 0,01 | |
| Lingual | Descarga 1,0mm | 0,48 ± 0,04 | <0,001* |
| Bucal | | 0,31 ± 0,01 | |
| Lingual | Descarga 1,5mm | 0,82 ± 0,08 | 0,571 |
| Bucal | | 0,77 ± 0,01 | |
| Lingual | Descarga 2,0mm | 1,29 ± 0,10 | 0,314 |
| Bucal | | 1,18 ± 0,01 | |
| Lingual | Descarga 2,5mm | 1,55 ± 0,01 | 0,998 |
| Bucal | | 1,55 ± 0,09 | |
| Alambre 0,016 x 0,022” | | | |
| Bucal | Carga 1,0mm | 3,85 ± 0,05 | 0,007 |
| Lingual | | 5,31 ± 0,48 | |
| Bucal | Carga 1,5mm | 5,67 ± 0,05 | <0,001* |
| Lingual | | 6,98 ± 0,10 | |
| Bucal | Carga 2,0mm | 7,01 ± 0,10 | <0,001* |
| Lingual | | 8,52 ± 0,24 | |
| Bucal | Carga 2,5mm | 8,37 ± 0,07 | 0,022 |
| Lingual | | 9,57 ± 0,47 | |
| Lingual | Descarga 1,0mm | 1,72 ± 0,12 | 0,024 |
| Bucal | | 1,37 ± 0,06 | |
| Lingual | Descarga 1,5mm | 2,17 ± 0,24 | 0,016 |
| Bucal | | 1,47 ± 0,10 | |
| Lingual | Descarga 2,0mm | 2,68 ± 0,43 | 0,004* |
| Bucal | | 1,25 ± 0,11 | |
| Lingual | Descarga 2,5mm | 3,09 ± 0,40 | <0,001* |
| Bucal | | 1,08 ± 0,15 | |

N, Newtons; DE, Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).



En las figuras 22 y 23 se observa un comportamiento similar de los alambres que el observado en las figuras 20 y 21 en brackets Bioquick®, tanto en carga como en descarga. Se evidencia una menor rigidez (representada por una menor inclinación de la línea) y menos fuerza entregada por el alambre 0,016" en comparación al alambre 0,016 x 0,022" tanto en dirección bucal como lingual, sin evidencia de mesetas que indiquen la liberación de fuerzas constantes. Así mismo, con alambre 0,016" se observa una gran diferencia entre descarga bucal y lingual que radica en que la caída de la fuerza una vez iniciada la descarga, fue ligeramente mayor en descarga bucal. En alambre 0,016 x 0,022" si se logra observar la meseta en descarga lingual (representada por la línea verde). Igualmente, hubo una mayor disminución en la fuerza durante la descarga (representada por la línea vertical al finalizar el desplazamiento en carga), más específicamente en descarga lingual. Finalmente el alambre recuperó su forma original sin evidencia de deformación permanente para ambos calibres de alambre.

Al determinar los niveles de fuerza de las combinaciones Bioquick® 0,016” (carga)/Bioquick® 0,016” (descarga) en dirección bucal y lingual, se encontró que hubo diferencias estadísticamente significativas en el 87,5% de la totalidad de los datos, siendo el 100% en dirección bucal, con valores mayores en carga bucal. En dirección lingual, el 75% de los datos fueron estadísticamente significativos, con mayores los valores en carga lingual. Para la combinación Bioquick® 0,016 x 0,022” (carga)/Bioquick® 0,016 x 0,022” (descarga) en dirección bucal y lingual se observó que la totalidad de los datos fueron estadísticamente significativos con valores mayores en carga tanto para dirección bucal como lingual. (Tabla 10)

Tabla 10a. Comparación de los promedios de fuerza de las combinaciones Bioquick® 0,016” (carga)/Bioquick® 0,016” (descarga) y Bioquick® 0,016 x 0,022” (carga)/Bioquick® 0,016 x 0,022” (descarga) en dirección bucal y lingual, al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| CARGA/ DESCARGA | DIRECCIÓN/ DISTANCIA | FUERZA (N) (DE) | p* |
|-------------------------------|-------------------------|--------------------|---------|
| Alambre 0,016” | | | |
| <i>Carga bucal</i> | Bucal 1,0mm | 0,67 ± 0,06 | <0,001* |
| <i>Descarga lingual</i> | | 0,40 ± 0,01 | |
| <i>Carga bucal</i> | Bucal 1,5 mm | 1,21 ± 0,01 | <0,001* |
| <i>Descarga lingual</i> | | 0,78 ± 0,01 | |
| <i>Carga bucal</i> | Bucal 2,0mm | 1,72 ± 0,02 | <0,001* |
| <i>Descarga lingual</i> | | 1,14 ± 0,01 | |
| <i>Carga bucal</i> | Bucal 2,5mm | 2,22 ± 0,01 | <0,001* |
| <i>Descarga lingual</i> | | 1,49 ± 0,01 | |
| <i>Carga lingual</i> | Lingual 1,0mm | 0,69 ± 0,02 | <0,001* |
| <i>Descarga bucal</i> | | 0,40 ± 0,01 | |
| <i>Carga lingual</i> | Lingual 1,5mm | 1,05 ± 0,14 | 0,158 |
| <i>Descarga bucal</i> | | 0,83 ± 0,02 | |
| <i>Carga lingual</i> | Lingual 2,0mm | 1,94 ± 0,01 | <0,001* |
| <i>Descarga bucal</i> | | 1,20 ± 0,01 | |
| <i>Carga lingual</i> | Lingual 2,5mm | 2,46 ± 0,05 | <0,001* |
| <i>Descarga bucal</i> | | 1,58 ± 0,02 | |
| Alambre 0,016 x 0,022” | | | |
| <i>Carga bucal</i> | Bucal 1,0mm | 3,42 ± 0,02 | <0,001* |
| <i>Descarga lingual</i> | | 1,79 ± 0,02 | |
| <i>Carga bucal</i> | Bucal 1,5 mm | 4,86 ± 0,02 | <0,001* |
| <i>Descarga lingual</i> | | 2,53 ± 0,02 | |
| <i>Carga bucal</i> | Bucal 2,0mm | 6,06 ± 0,03 | <0,001* |
| <i>Descarga lingual</i> | | 3,16 ± 0,04 | |
| <i>Carga bucal</i> | Bucal 2,5mm | 6,95 ± 0,03 | <0,001* |
| <i>Descarga lingual</i> | | 3,92 ± 0,04 | |
| <i>Carga lingual</i> | Lingual 1,0mm | 4,16 ± 0,02 | <0,001* |
| <i>Descarga bucal</i> | | 1,78 ± 0,05 | |

N, Newtons; DE, Desviación Estándar*: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabla 10b. Comparación de los promedios de fuerza de las combinaciones Bioquick® 0,016” (carga)/Bioquick® 0,016” (descarga) y Bioquick® 0,016 x 0,022” (carga)/Bioquick® 0,016 x 0,022” (descarga) en dirección bucal y lingual, al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| CARGA/ DESCARGA | DIRECCIÓN/ DISTANCIA | FUERZA (N) (DE) | p* |
|--------------------|-------------------------|--------------------|---------|
| Carga lingual | Lingual 1,5mm | 5,98 ± 0,01 | <0,001* |
| Descarga bucal | | 1,86 ± 0,11 | |
| Carga lingual | Lingual 2,0mm | 7,21 ± 0,04 | <0,001* |
| Descarga bucal | | 1,71 ± 0,19 | |
| Carga lingual | Lingual 2,5mm | 7,94 ± 0,12 | <0,001* |
| Descarga bucal | | 2,16 ± 0,30 | |

N, Newtons; DE, Desviación Estándar*: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

En las combinaciones Empower® 0,016” (carga)/ Empower® 0,016” (descarga) y Empower® 0,016 x 0,022” (carga)/ Empower® 0,016 x 0,022” (descarga) en dirección bucal y lingual se encontró que hubo diferencias estadísticamente significativas en la totalidad de los datos, siendo mayores los valores en carga bucal y carga lingual. (Tabla 11)

Tabla 11a. Comparación de los promedios de fuerza de las combinaciones Empower® 0,016” (carga)/Empower® 0,016” (descarga) y Empower® 0,016 x 0,022” (carga)/Empower® 0,016 x 0,022” (descarga) en dirección bucal y lingual, al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| CARGA/ DESCARGA | DIRECCIÓN/ DISTANCIA | FUERZA (N) | p* |
|-----------------------|-------------------------|---------------|---------|
| <i>Alambre 0,016”</i> | | | |
| Carga buccal | Bucal 1,0mm | 0,97 ± 0,01 | <0,001* |
| Descarga lingual | | 0,48 ± 0,04 | |
| Carga buccal | Bucal 1,5 mm | 1,54 ± 0,02 | <0,001* |
| Descarga lingual | | 0,82 ± 0,08 | |
| Carga buccal | Bucal 2,0mm | 2,13 ± 0,01 | <0,001* |
| Descarga lingual | | 1,29 ± 0,10 | |
| Carga buccal | Bucal 2,5mm | 2,68 ± 0,01 | <0,001* |
| Descarga lingual | | 1,55 ± 0,09 | |
| Carga lingual | Lingual 1,0mm | 0,76 ± 0,02 | <0,001* |
| Descarga bucal | | 0,31 ± 0,01 | |
| Carga lingual | Lingual 1,5mm | 1,33 ± 0,01 | <0,001* |
| Descarga bucal | | 0,77 ± 0,01 | |
| Carga lingual | Lingual 2,0mm | 2,00 ± 0,01 | <0,001* |
| Descarga bucal | | 1,18 ± 0,01 | |
| Carga lingual | Lingual 2,5mm | 2,68 ± 0,01 | <0,001* |
| Descarga bucal | | 1,55 ± 0,01 | |

N, Newtons*: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabla 11b. Comparación de los promedios de fuerza de las combinaciones Empower® 0,016” (carga)/Empower® 0,016” (descarga) y Empower® 0,016 x 0,022” (carga)/Empower® 0,016 x 0,022” (descarga) en dirección bucal y lingual, al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| CARGA/ DESCARGA | DIRECCIÓN/ DISTANCIA | FUERZA (N) | p* |
|-------------------------------|-------------------------|---------------|---------|
| <i>Alambre 0,016 x 0,022”</i> | | | |
| Carga buccal | Bucal 1,0mm | 3,85 ± 0,05 | |
| Descarga lingual | Bucal 1,0mm | 1,72 ± 0,12 | <0,001* |
| Carga buccal | Bucal 1,5 mm | 5,67 ± 0,05 | |
| Descarga lingual | Bucal 1,5 mm | 2,17 ± 0,24 | <0,001* |
| Carga buccal | Bucal 2,0mm | 7,01 ± 0,10 | |
| Descarga lingual | Bucal 2,0mm | 2,68 ± 0,43 | <0,001* |
| Carga buccal | Bucal 2,5mm | 8,37 ± 0,07 | |
| Descarga lingual | Bucal 2,5mm | 3,09 ± 0,40 | <0,001* |
| Carga lingual | Lingual 1,0mm | 5,31 ± 0,48 | |
| Descarga bucal | Lingual 1,0mm | 1,37 ± 0,06 | <0,001* |
| Carga lingual | Lingual 1,5mm | 6,98 ± 0,10 | |
| Descarga bucal | Lingual 1,5mm | 1,47 ± 0,10 | <0,001* |
| Carga lingual | Lingual 2,0mm | 8,52 ± 0,24 | |
| Descarga bucal | Lingual 2,0mm | 1,25 ± 0,11 | <0,001* |
| Carga lingual | Lingual 2,5mm | 9,57 ± 0,47 | |
| Descarga bucal | Lingual 2,5mm | 1,08 ± 0,15 | <0,001* |

N, Newtons*: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

IV.A.1. Análisis Multivariado

Para establecer el peso de las variables asociadas con los niveles de fuerza se utilizó un modelo de regresión lineal múltiple. La prueba de diagnóstico del modelo mostró un R-Cuadrado de 0,73 que indica que el ajuste de los datos fue satisfactorio. Al comparar el alambre NiTi SE 0,016 x 0,022” con el 0,016”, se encontró que el rectangular aumenta la fuerza 2,92 N (IC 95% 2,73 3,11) con respecto al redondo. En cuanto a la descarga se puede concluir que disminuye 2,44 N con respecto a la carga si todas las variables permanecen constantes. Al utilizar brackets Empower®, la fuerza aumenta 0,21 N en comparación con los brackets Bioquick®. Finalmente, por cada milímetro de distancia que aumente el desplazamiento, se aumenta la fuerza 1,30N. (Tabla 12)

Tabla 12. Factores asociados con los niveles de Fuerza. Modelo de Regresión Lineal Múltiple ($p < 0.05$).

| VARIABLE | COEFICIENTE | p* | IC 95% |
|-------------------------------------|-------------|--------|-------------|
| <i>Niti SE 0,016x0,022</i> " | 2,92 | <0,001 | 2,73 3,11 |
| <i>Descarga</i> | -2,44 | <0,001 | -2,63 -2,25 |
| <i>Bracket Empower</i> [®] | 0,21 | 0,025 | 0,02 0,41 |
| <i>Distancia</i> | 1,30 | <0,001 | 1,11 1,45 |

*: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$). IC: intervalo de confianza.

IV.B. Comportamiento de la rigidez

Al analizar las diferencias de rigidez en carga/descarga en alambres 0,016" y 0,016 x 0,022" para brackets Bioquick[®] y Empower[®], se observó que hubo diferencias estadísticamente significativas en la totalidad de los datos obtenidos, de los cuales fueron mayores los valores en carga tanto en dirección bucal como lingual. (Tabla 13 y 14, figuras 24 y 25).

Tabla 13. Comparación de los promedios de rigidez entre carga y descarga en brackets Bioquick[®], con alambres de NiTi SE 0,016" y 0,016 x 0,022" al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| CARGA/ DESCARGA | DIRECCIÓN | RIGIDEZ (N/mm) (DE) | p* |
|-------------------------------|-----------|------------------------|---------|
| Alambre 0,016" | | | |
| <i>Carga bucal</i> | Bucal | 0,93 ± 0,00 | <0,001* |
| <i>Descarga lingual</i> | | 0,67 ± 0,00 | |
| <i>Carga lingual</i> | Lingual | 0,97 ± 0,96 | 0,014* |
| <i>Descarga bucal</i> | | 0,71 ± 0,01 | |
| Alambre 0,016 x 0,022" | | | |
| <i>Carga bucal</i> | Bucal | 2,58 ± 0,01 | <0,001* |
| <i>Descarga lingual</i> | | 1,62 ± 0,01 | |
| <i>Carga lingual</i> | Lingual | 2,79 ± 0,04 | <0,001* |
| <i>Descarga bucal</i> | | 0,77 ± 0,13 | |

N/mm, Newtons milímetro; DE, Desviación Estándar*: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

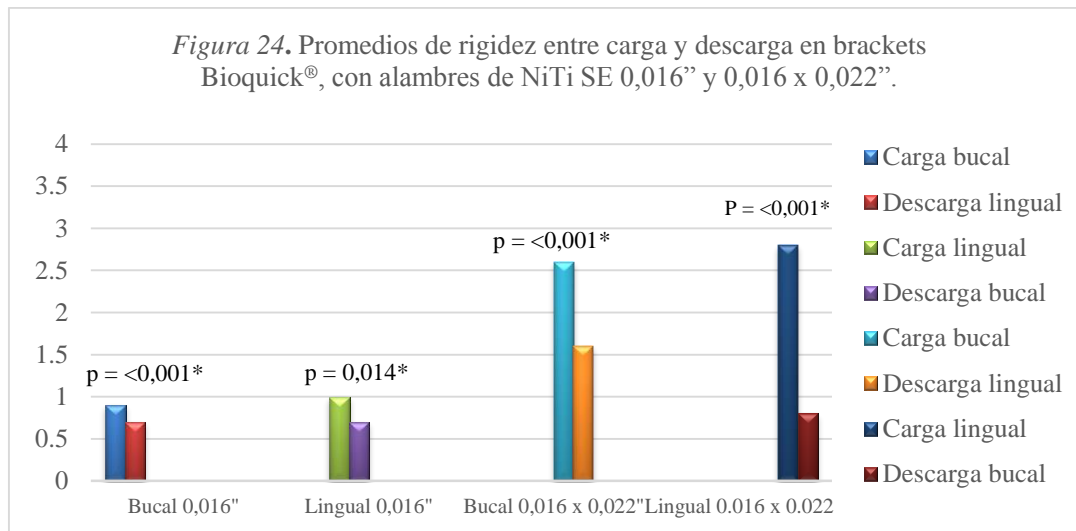
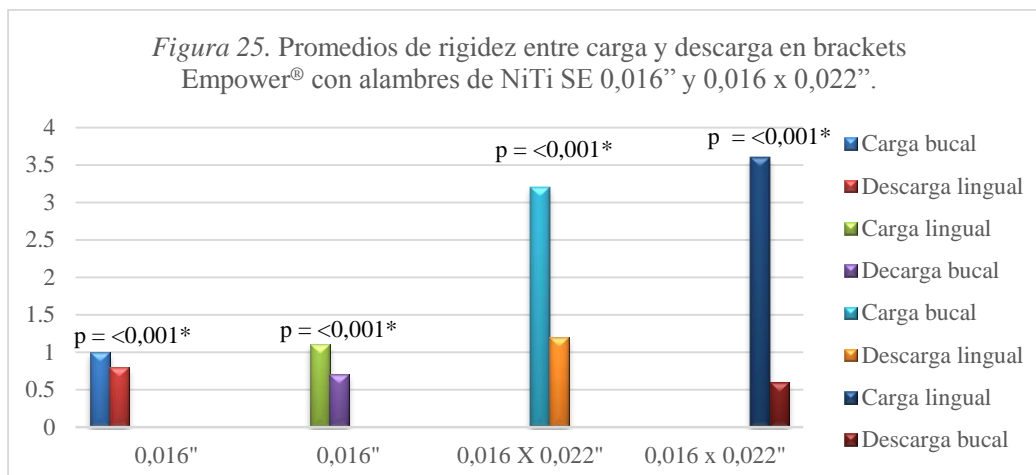


Tabla 14. Comparación de los promedios de rigidez entre carga y descarga en brackets Empower®, con alambres de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022” al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| CARGA/ DESCARGA | DIRECCIÓN | RIGIDEZ (N/mm) (DE) | p* |
|-------------------------------|-----------|------------------------|---------|
| Alambre 0,016” | | | |
| Carga bucal | Bucal | 1,08 ± 0,00 | <0,001* |
| Descarga lingual | | 0,75 ± 0,08 | |
| Carga lingual | Lingual | 1,12 ± 0,00 | <0,001* |
| Descarga bucal | | 0,73 ± 0,00 | |
| Alambre 0,016 x 0,022” | | | |
| Carga bucal | Bucal | 3,23 ± 0,05 | <0,001* |
| Descarga lingual | | 1,19 ± 0,18 | |
| Carga lingual | Lingual | 3,56 ± 0,18 | <0,001* |
| Descarga bucal | | 0,52 ± 0,04 | |

N/mm, Newtons milímetro; DE, Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

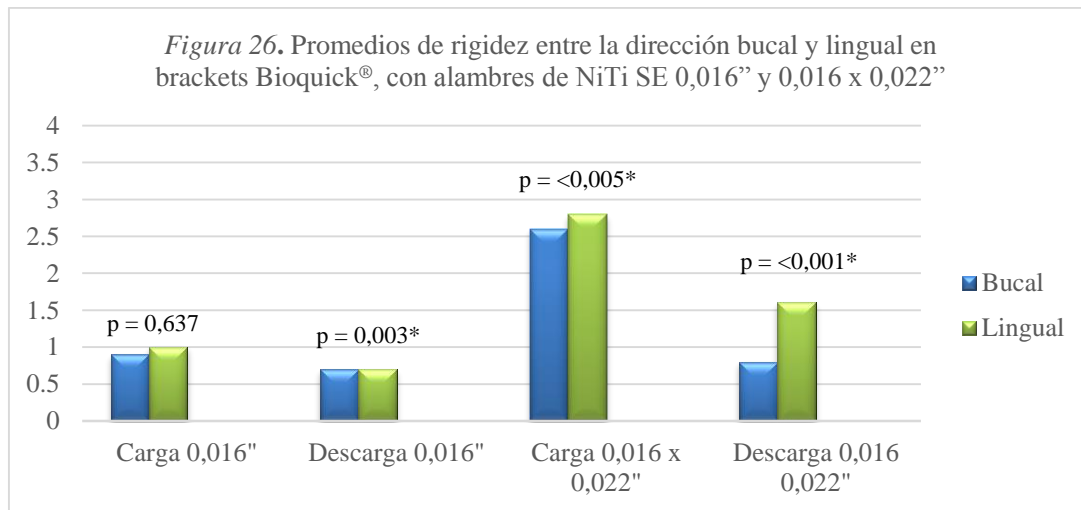


En la combinación de alambre 0.016” con brackets Bioquick® en movimientos hacia bucal y lingual se encontraron diferencias significativas solamente en descarga, las cuales representaron el 50% de las comparaciones efectuadas. Los valores de descarga hacia bucal fueron mayores que hacia lingual. Con relación a las combinaciones de alambres 0,016 x 0,022” con brackets Bioquick® hubo diferencias en todos los casos y los mayores valores en carga y descarga lingual. (Tabla 15, figura 26).

Tabla 15. Comparación de los promedios de rigidez entre la dirección bucal y lingual en brackets Bioquick®, con alambres de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022” al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| DIRECCION | CARGA/ DESCARGA | RIGIDEZ (N/mm) (DE) | p* |
|-------------------------------|-----------------|---------------------|---------|
| Alambre 0,016” | | | |
| Bucal | Carga | 0,93 ± 0,00 | 0,637 |
| Lingual | | 0,97 ± 0,09 | |
| Lingual | Descarga | 0,67 ± 0,00 | 0,003* |
| Bucal | | 0,71 ± 0,01 | |
| Alambre 0,016 x 0,022” | | | |
| Bucal | Carga | 2,58 ± 0,01 | 0,005* |
| Lingual | | 2,79 ± 0,04 | |
| Lingual | Descarga | 1,62 ± 0,01 | <0,001* |
| Bucal | | 0,77 ± 0,13 | |

N/mm, Newtons milímetro; DE, Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

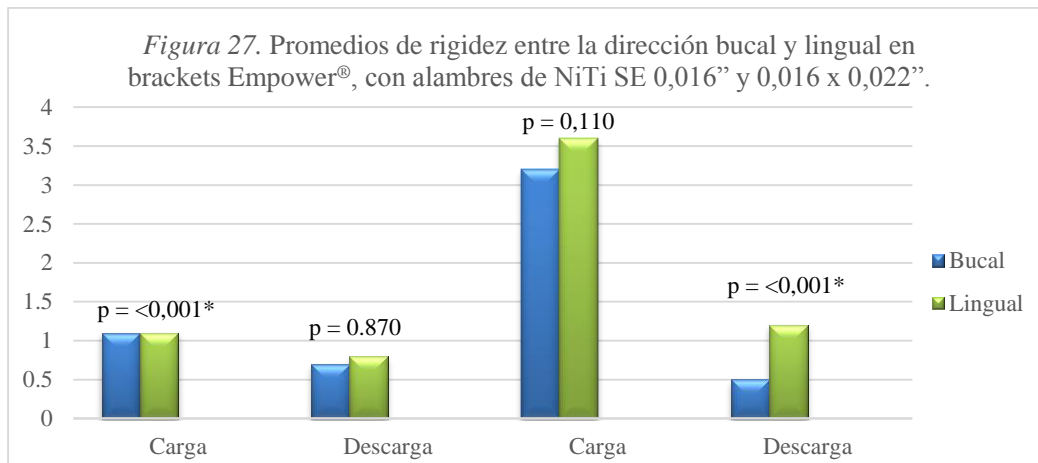


Para la combinación de alambre 0,016” con brackets Empower® en movimientos hacia bucal y lingual se encontraron diferencias solamente en carga, las cuales representaron el 50% de las comparaciones realizadas. Los valores de carga hacia lingual fueron mayores que hacia bucal. Con respecto a las combinaciones de alambres 0,016 x 0,022” con brackets Empower® hubo diferencias en el 50% de las comparaciones. Los valores de descarga fueron mayores en dirección lingual. (Tabla 16, figura 27).

Tabla 16. Comparación de los promedios de rigidez entre la dirección buccal y lingual en brackets Empower®, con alambres de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022” al aplicar la prueba *t* de Student ($p < 0.05$).

| DIRECCION | CARGA/ DESCARGA | RIGIDEZ (N/mm) (DE) | p* |
|-------------------------------|-----------------|---------------------|---------|
| Alambre 0,016” | | | |
| Bucal | Carga | 1,08 ± 0,00 | <0,001* |
| Lingual | | 1,12 ± 0,01 | |
| Lingual | Descarga | 0,75 ± 0,08 | 0,870 |
| Bucal | | 0,73 ± 0,00 | |
| Alambre 0,016 x 0,022” | | | |
| Bucal | Carga | 3,23 ± 0,05 | 0,110 |
| Lingual | | 3,56 ± 0,18 | |
| Lingual | Descarga | 1,19 ± 0,18 | <0,001* |
| Bucal | | 0,52 ± 0,04 | |

N/mm, Newtons milímetro; DE, Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

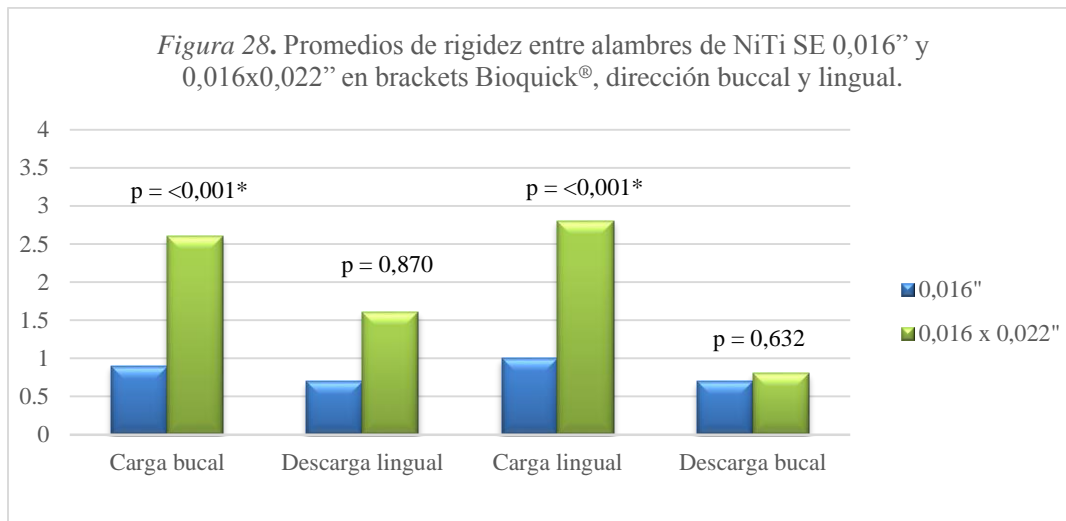


Al combinar brackets Bioquick® con alambres 0,016” y 0,016 x 0,022” en movimientos hacia bucal y lingual se evidenciaron valores significativos en la totalidad de los datos en carga, siendo mayor los valores en alambre 0,016 x 0,022” (Tabla 17) (Figura 28).

Tabla 17. Comparación de los promedios de rigidez entre alambres de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022” en brackets Bioquick®, en dirección bucal y lingual al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| ALAMBRE | CARGA/ DESCARGA | RIGIDEZ (N/mm) (DE) | p* |
|--------------------------|------------------|---------------------|---------|
| Dirección bucal | | | |
| 0,016” | Carga bucal | 0,93 ± 0,00 | <0,001* |
| 0,016x0,022” | | 2,58± 0,01 | |
| 0,016” | Descarga lingual | 0,67 ± 0,00 | 0,870 |
| 0,016x0,022” | | 1,62 ± 0,01 | |
| Dirección lingual | | | |
| 0,016” | Carga lingual | 0,97 ± 0,09 | <0,001* |
| 0,016x0,022” | | 2,79± 0,04 | |
| 0,016” | Descarga bucal | 0,71 ± 0,01 | 0,632 |
| 0,016x0,022” | | 0,77 ± 0,13 | |

N/mm, Newtons milímetro; DE, Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

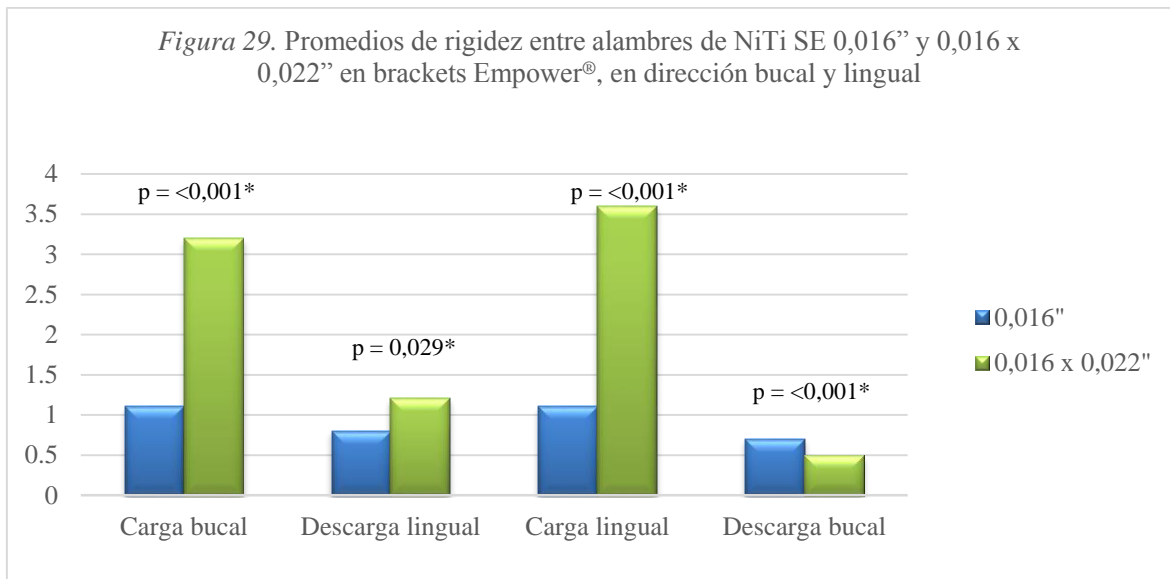


Para la combinación de brackets Empower® con alambres 0,016'' y 0,016 x 0,022'' en movimientos hacia bucal y lingual, se registraron valores significativos en la totalidad de los datos. Los mayores valores correspondieron a los alambres 0,016 x 0,022'' en dirección bucal y lingual a excepción de descarga bucal, donde el valor más alto es para alambre 0,016'' con una diferencia estadísticamente seignificativa (Tabla 18) (Figura 29).

Tabla 18. Comparación de los promedios de rigidez entre alambres de NiTi SE 0,016'' y 0,016 x 0,022'' en brackets Empower®, en dirección bucal y lingual al aplicar la prueba t de Student ($p < 0,05$).

| ALAMBRE | CARGA/ DESCARGA | RIGIDEZ (N/mm) (DE) | P* |
|--------------------------|------------------|---------------------|---------|
| Dirección bucal | | | |
| 0,016'' | Carga bucal | 1,08 ± 0,00 | <0,001* |
| 0,016x0,022'' | | 3,23 ± 0,05 | |
| 0,016'' | Descarga lingual | 0,75 ± 0,08 | 0,029* |
| 0,016x0,022'' | | 1,19 ± 0,18 | |
| Dirección lingual | | | |
| 0,016'' | Carga lingual | 1,12 ± 0,00 | <0,001* |
| 0,016x0,022'' | | 3,56 ± 0,18 | |
| 0,016'' | Descarga bucal | 0,73 ± 0,00 | <0,001* |
| 0,016x0,022'' | | 0,52 ± 0,04 | |

N/mm, Newtons milímetro. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

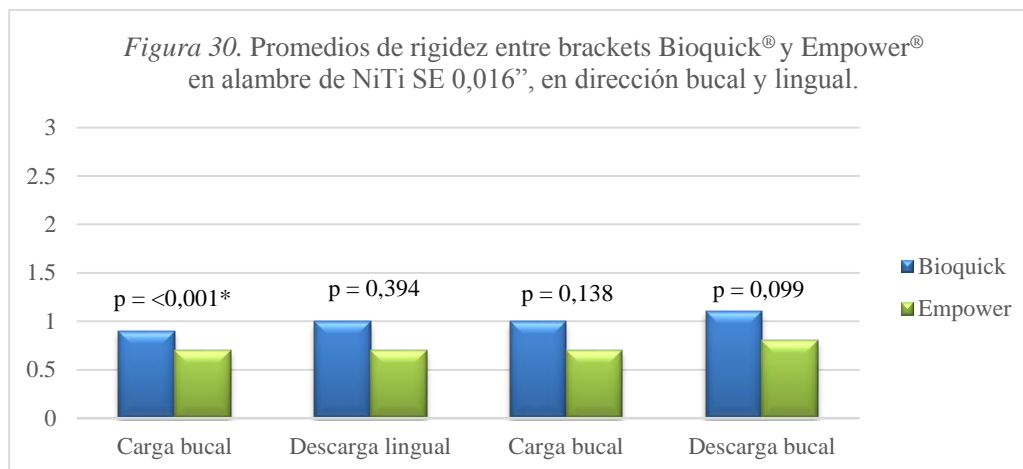


En la combinación de alambres 0,016" con brackets Bioquick® y Empower® los únicos valores estadísticamente significativos se dieron en carga bucal, siendo mayores en brackets Empower® (Tabla 19) (Figura 30).

Tabla 19. Comparación de los promedios de rigidez entre brackets Bioquick® y Empower® en alambre de NiTi SE 0,016", en dirección bucal y lingual al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| BRACKET | CARGA/ DESCARGA | RIGIDEZ (N/mm) (DE) | p* |
|--------------------------|------------------|---------------------|---------|
| Dirección bucal | | | |
| Bioquick® | Carga bucal | 0,93 ± 0,00 | <0,001* |
| Empower® | | 1,08 ± 0,00 | |
| Bioquick® | Descarga lingual | 0,67 ± 0,00 | 0,394 |
| Empower® | | 0,75 ± 0,08 | |
| Dirección lingual | | | |
| Bioquick® | Carga lingual | 0,97 ± 0,09 | 0,138 |
| Empower® | | 1,12 ± 0,00 | |
| Bioquick® | Descarga bucal | 0,71 ± 0,01 | 0,099 |
| Empower® | | 0,73 ± 0,00 | |

N/mm, Newtons milímetro; DE, Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

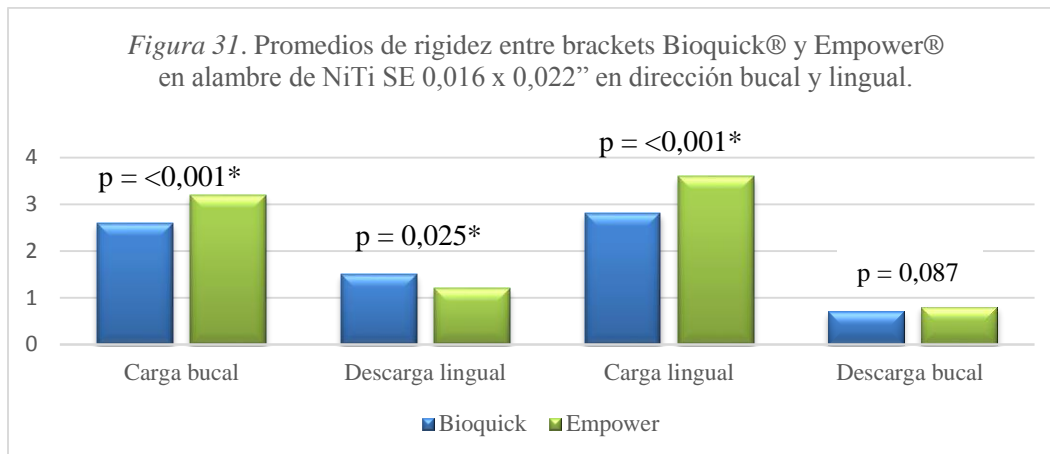


Para la combinación de brackets Bioquick® y Empower® con alambre 0,016 x 0,022” en movimientos hacia bucal y lingual, se registraron diferencias significativas en la totalidad de los valores en carga, siendo mayores en brackets Empower®. Los valores de descarga fueron significativamente mayores en descarga lingual con brackets Bioquick®. (Tabla 20) (Figura 31).

Tabla 20. Comparación de los promedios de rigidez entre brackets Bioquick® y Empower® en alambre de NiTi SE 0,016 x 0,022”, en dirección bucal y lingual al aplicar la prueba t de Student ($p < 0.05$).

| BRACKET | CARGA/ DESCARGA | RIGIDEZ (N/mm) (DE) | p* |
|--------------------------|------------------|---------------------|---------|
| Dirección bucal | | | |
| Bioquick® | Carga bucal | 2,58 ± 0,01 | <0,001* |
| Empower® | | 3,23 ± 0,05 | |
| Bioquick® | Descarga lingual | 1,62 ± 0,01 | 0,025* |
| Empower® | | 1,19 ± 0,18 | |
| Dirección lingual | | | |
| Bioquick® | Carga lingual | 2,79 ± 0,04 | <0,001* |
| Empower® | | 3,56 ± 0,18 | |
| Bioquick® | Descarga bucal | 0,77 ± 0,13 | 0,087 |
| Empower® | | 0,52 ± 0,04 | |

N/mm, Newtons milímetro; DE, Desviación Estándar. *: Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).



V. DISCUSIÓN

Investigaciones suponen que existe un umbral mínimo de fuerza para que los dientes se muevan. Por debajo de dicha fuerza no habrá movimiento, y si esta sobrepasa el límite se puede causar un daño a los tejidos (44). Adicionalmente la cantidad de movimiento se relaciona directamente con la magnitud de la fuerza (45). La fuerza final disponible para el movimiento dental difiere de la aplicada inicialmente debido a la fricción en la interface bracket/alambre que se opone al deslizamiento del arco y/o brackets; así la fricción puede ser vista de muchas maneras: como el elemento que reduce la fuerza por debajo del umbral necesario para generar el desplazamiento dental, como el elemento protector que al reducir fuerzas excesivas las mantiene en niveles fisiológicos y finalmente como el elemento que al ser tan mayor, iguala la fuerza aplicada e impide el movimiento. Así mismo, sabemos que a mayor fuerza aplicada hay mayor resistencia friccional y mayores alteraciones del alambre con aumento del binding e inicio del notching, lo que implica alteraciones en el movimiento (4) (15) (46) (44) (47) (48).

Para una mejor comprensión, se abordó la discusión por tópicos, en los cuales iniciaremos hablando de la metodología del estudio, seguido por el comportamiento de la fuerza y la rigidez en las diferentes combinaciones.

- *Diseño y procedimiento del estudio*

En este estudio la fricción fué evaluada indirectamente por medio de la fuerza medida en cuatro puntos de carga y descarga y adicionalmente se promedió la rigidez en carga y descarga, durante un movimiento de primer orden. Esta última se expresó como la pendiente de la línea de tendencia en carga y descarga. El supuesto principal fue que si el mismo alambre era medido en las mismas condiciones en dos grupos de brackets diferentes, la diferencia entre los valores se debía principalmente a la fricción. No se hizo ningún esfuerzo

por establecer si la fricción cambiaba debido a la geometría particular del bracket, su tamaño, características de ligado o su método de fabricación (49).

Las pruebas *In Vitro* buscan aproximarse a las situaciones clínicas; sin embargo, algunos autores como Nishio y colaboradores (50) sugieren que estas pruebas están limitadas y los valores de fricción pueden ser diferentes a los obtenidos en situaciones *In Vivo*. Por otro lado, Crincoli y colaboradores (14) refieren que el comportamiento de las fuerzas es similar tanto *In Vivo* como *In Vitro*. Buzzoni y colaboradores (51) proponen que los datos pueden ser usados como un punto de referencia para comparar los efectos de diferentes tipos de brackets de autoligado y no para cuantificar con exactitud la fricción *In Vivo*.

Se ha cuestionado la variabilidad de los resultados entre los estudios debido a los diferentes modelos usados para la realización de las pruebas, ya que no existe una estandarización en el tipo de modelo, protocolo de cementación de los brackets y tipo de maloclusión reproducida (14) (15) (50). Debido a las angulaciones incorporadas en los brackets y su influencia directa sobre la fricción, en nuestro estudio usamos un método estandarizado para la cementación de los brackets sobre la plantilla acrílica para garantizar un paralelismo en el posicionamiento de éstos y así reducir la resistencia al deslizamiento, al igual que los estudios realizados por, Buzzoni y colaboradores, Nieto y colaboradores y Franchi y colaboradores. (2) (51) (52)

- *Comportamiento de los niveles de fuerza.*

Como se anotó anteriormente, las fuerzas fueron medidas en carga y descarga lingual y en carga y descarga bucal. Durante la carga lingual, el alambre entra en contacto con la parte interna de la tapa (configuración activa) y al iniciar su descarga hacia bucal el alambre deja de ejercer presión sobre ésta (configuración pasiva). En dirección bucal en carga, el alambre contacta con el fondo del slot y en descarga lingual el alambre deja de ejercer presión sobre éste.

Este tipo de comportamiento de los alambres se representa en una grafica de carga/descarga típica de aleaciones de NiTi, en donde el desplazamiento inicia con una línea recta con cierta inclinación que indica el grado de rigidez y que continúa en ascenso hasta llegar al punto máximo de desplazamiento. Posteriormente se inicia la descarga del alambre y se observa una caída en la fuerza, seguida por una fuerza casi constante que luego aumenta, que indica que hay una disminución de la fricción debido a un menor contacto bracket/alambre. Finalmente el alambre recupera su forma original con una fuerza similar a la inicial. En nuestra investigación el comportamiento de los alambres fue similar a lo descrito anteriormente y lo reportado por otros autores que han evaluado fuerza en alambres de NiTi (10) (38).

En esta investigación al igual que en otras, la fuerza necesaria en carga para todos los desplazamientos es mayor que la entregada en descarga (10); lo que sugiere que la fuerza aplicada es siempre superior que la entregada por el alambre (4). Esto quiere decir, que en carga un bracket requiere mas fuerza con el mismo alambre para desplazarse debido a que

hay más fricción. En descarga sucede lo contrario, ya que si un alambre entrega mas fuerza indica que hay menos fricción.

Al comparar los resultados de los valores de fuerza entre brackets Empower® y Bioquick® encontramos una diferencia estadísticamente significativa solo en carga lingual, siendo mayores los valores en brackets Empower®, estos hallazgos están posiblemente asociados al hecho que durante este movimiento hay un contacto directo del alambre (níquel-titanio) con la tapa (cromo-cobalto), que son de aleaciones diferentes y que en brackets Empower® hay un mayor contacto con el alambre debido a que la tapa tiene mayor longitud mesodistal comparada con la tapa del brackets Bioquick®; sin embargo, no se puede establecer una relación directa debido que éstas variables no fueron tenidas en cuenta en este estudio. Vilanova y colaboradores 2012 en su estudio (4) al evaluar diferentes tipos de brackets obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre ellos y relacionan estos resultados al diseño de los de los brackets. Así mismo, Rino y colaboradores en el 2013 (10) encontraron diferencias en la fuerza ejercida en carga lingual entre los diferentes tipos de brackets estudiados, siendo esta varianza estadísticamente significativa, mientras que en la descarga al igual que en nuestro estudio las diferencias entre brackets no fueron significativas.

En el modelo de regresión lineal se encontró que los brackets Empower® presentaron 0,21N (21,4 gramos fuerza) más fuerza que los brackets Bioquick®, evidenciando una diferencia estadísticamente significativa; sin embargo, este valor puede ser considerado como bajo o poco relevante clínicamente. Es importante tener en cuenta que existen muchas variables que pueden influir en el aumento o disminución de estos valores *In vivo*, por tanto nos sirven como un punto de referencia para indicar que los brackets Empower® presentan mayores niveles de fuerza y por ende mayor resistencia friccional en comparación con los brackets Bioquick®.

En relación a la configuración del alambre podemos resaltar que los valores de fuerza fueron menores en alambres redondos que en rectangulares. Sin embargo, entre 2mm y 2,5mm de desplazamiento en descarga bucal sucedió lo contrario, presentando el alambre 0,016" mayores niveles de fuerza y rigidez. En anteriores investigaciones se ha asociado que los alambres rectangulares presentan mayores niveles de fuerza debido a que presentan mayor rigidez. Nishio y colaboradores (2009) evaluaron los niveles de fuerza generados entre alambres redondos y rectangulares, observando que el alambre rectangular tenía los valores de fuerza más altos al igual que nuestro estudio (50) (53) (54). De igual manera sugirieron que los alambres menos rígidos podrían incrementar la angulación bracket/alambre (50), aumentando las fuerzas friccionales, lo que hace suponer que esto sucedió con el alambre 0,016" durante los mayores desplazamientos realizados en nuestra investigación.

Franchi y colaboradores (52) observaron el comportamiento de brackets de autoligado con alambres de NiTi redondo en movimientos de primer orden, encontrando que a medida que aumentaba la distancia del desplazamiento, los niveles de fuerza también incrementaban de manera gradual; siendo este hallazgo congruente con nuestros resultados donde también la fuerza aumentó a medida que aumentaba el desplazamiento.

Los alambres de NiTi presentan un comportamiento en descarga en el cual los cambios en deflexión no están acompañados por cambios significativos en fuerza, característica denominada como superelásticidad (37). En nuestro estudio el desplazamiento total fue de 3mm, tomando datos hasta un desplazamiento máximo de 2,5mm. Si tenemos en cuenta que la superelastividad de los alambres de NiTi empieza a evidenciarse después del 8% de activación, que llevado a milímetros serían aproximadamente 2mm, nos permite inferir que la fase martensita (superelastividad) no estuvo expresada en su totalidad en los alambres redondos usados en esta investigación (38).

- *Comportamiento de la rigidez*

El concepto de rigidez se ha definido como “la cantidad de fuerza requerida por unidad de activación”. La importancia clínica de éste concepto se ha justificado por el hecho que establece la relación entre la fuerza aplicada y la deflexión dentro de un rango elástico de trabajo, lo que a su vez la hace un indicador de fricción (38) (39), razón por la cual fue tenida en cuenta en nuestro estudio (55).

En la presente investigación la rigidez fue mayor en alambres rectangulares que en redondos. Oltjen y colaboradores (38) afirmaron que la rigidez está directamente relacionada al tamaño de la sección transversal y forma de los alambres. Esto se ratifica en otros estudios como el de Nishio y colaboradores (50), Torstein y Kim (56) en donde observaron que la fricción aumenta directamente proporcional a la rigidez, y ésta a su vez incrementa directamente proporcional a la distancia desplazada.

En relación al tipo de bracket utilizado se encontró que la rigidez de los alambres redondos con brackets Bioquick® y Empower® no mostró diferencias estadísticamente significativas. Por el contrario, en alambres rectangulares se observaron diferencias significativas entre ambos tipos de brackets en descarga lingual, siendo mayor el valor en brackets Bioquick®, confirmando que la rigidez está afectada principalmente por la configuración del alambre (50) (56).

Finalmente, después de realizar todas las comparaciones entre las diferentes variables estudiadas, se pudo establecer que los niveles de fuerza fueron mayores en carga con brackets Empower® y en descarga con Bioquick® con ambos tipos de alambres, lo que indica que los brackets Empower® presentan mayor resistencia al deslizamiento, comprobando nuestra hipótesis que afirma que la fuerza producida por la flexión de los alambres de NiTi SE en movimientos de primer orden varía de acuerdo al tipo de bracket de autoligado activo.

VI. CONCLUSIONES

1. Los brackets Empower[®] presentan mayor fricción en comparación con los brackets Bioquick[®] con alambre de NiTi SE 0,016” y 0,016 x 0,022”.
2. Los niveles de fuerza y rigidez son mayores para alambre de NiTi SE 0,016 x 0,022” en carga y descarga independientemente del tipo de bracket usado.
3. Los niveles de fuerza más elevados de fuerza se observan en carga para ambos tipos de brackets y alambres.

VII. RECOMENDACIONES

- Comparar un mayor número de brackets activos con diferente composición de sus mecanismos de cierre.
- Describir los niveles de fuerza de la distancia recorrida en valores promedio, en lugar de evaluar los niveles de fuerza a distancias específicas.
- Comparar la fuerza generada en varios tipos de alambre, de diferente marca y lote de la misma aleación y calibre.
- Realizar desplazamientos mayores de los brackets para poder expresar las propiedades superelásticas de los alambres.
- Se sugiere en próximas investigaciones estudiar el comportamiento de los alambres en sus diferentes transformaciones de fase.

VIII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Cordasco G, Farronato G, Festa F, Nucera R, Parazzoli E, Battista G. In vitro evaluation of the frictional forces between brackets and archwire with three passive self-ligating brackets. *Eur J Orthod.* 2009; 31(6): 643–6.
2. Nieto M, Barrera J, González E, Parra I, Rodríguez A. 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 Anti.* 2012; 23(2): 192-206.
3. Cervera A, Simón M. Fricción en arco recto. *Biomecánica básica. Rev Esp Ortod.* 2003; 33: 65-72.
4. Queiroz G, Ballester R, De Paiva J, Rino J, Galon G. Comparative study of frictional forces generated by NiTi archwire deformation in different orthodontic brackets: In vitro evaluation. *Dental Press J Orthod.* 2012; 17 (4): 45-50.
5. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod.* 1998; 20 (3): 283-291.
6. Budd S, Daskalogiannakis J, Tompson B. A study of the frictional characteristics of four commercially available self-ligating bracket system. *Eur J Orthod.* 2008; 30(6):645–653.
7. Lozano M, Ruiz A. Reabsorción radicular en ortodoncia: revisión de la literatura. *Univ Odontol.* 2009; 28 (60): 45-51.
8. Giri B, Jyothikiran H, Shivalinga B, Ramireddy M. A comparison of frictional resistance between stainless steel, titanium, ceramic, and fibre glass brackets - A comparative study. *J Int Dent Med Res.* 2012; 5 (1): 1-8.
9. Stefanos S, Secchi A, Coby G, Tanna N, Mante F. Friction between various self-ligating brackets and archwire couples during sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 138 (4): 463-7.
10. Rino J, Queiroz G, Paiva J, Ballester R. Does self-ligating brackets type influence the hysteresis, activation and deactivation forces of superelastic NiTi archwires?. *Dental Press J Orthod.* 2013; 18 (1): 81-5.
11. Ribeiro M, Correa W, Douglas D. The role of friction in orthodontics. *Dental Press J Orthod.* 2012; 17 (2): 170-7.
12. Kusy R, Whitley J. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contacts angles for binding. *Eur J Orthod.* 1999; 21 (2): 199-208.
13. Frank C, Nikola R. A comparative study of frictional resistances between orthodontics racket and arch wire. *Amer J Orthodontics.* 1980; 78 (6): 593–609.

14. Crincoli V, Perillo L, Bisceglie M, Balsamo A, Serpico V, Chiatante F, Et al. Friction Forces during Sliding of Various Brackets for Malaligned Teeth: An In Vitro Study. *The Scientific World Journal* [En línea]. 2013 Ago[11 de Agosto de 2013]:11. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1155/2013/871423>.
15. 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 Dentofacial Orthop*. 2008; 133 (2): 187-24.
16. Matarese G, Nucera R, Militi A, Mazza M, Portell M, Festa A. Evaluation of frictional forces during dental alignment: An experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011; 133 (5): 708-15.
17. Rinchuse D, Miles P. Self-ligating brackets: present and future. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007; 132: 216–22.
18. Faizee K, Thomas S, Krishnaswamy N. Frictional characteristics of active and passive self-ligation bracket system: An in vitro study. *J Ind Orthod Soc*. 2011; 45 (4): 154-9.
19. Cordasco G, Giudice A, Militi A, Nucera R, Triolo G, Matarese G. In vitro evaluation of resistance to sliding in self-ligating and conventional bracket systems during dental alignment. *Korean J Orthod*. 2012; 42 (4): 218-224.
20. Yeh C, Kusnoto B, Viana G, Evans C, Drummond J. In-vitro evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007; 131 (6): 704-22.
21. 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.
22. Gandini P, Orsi L, Bertoncini C, Massironi S, Franchi L, In Vitro frictional forces generated by three different ligation methods. *Angle Orthod*. 2008; 78(5):917-921
23. Kusy R. Mejoramiento de la mecánica de arcos mediante química de superficie. En: nanda R. *Biomecánica en ortodoncia clínica*. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 1998. 45-58.
24. Proffit W, Fields H. Principios mecánicos en el control de las fuerzas ortodóncicas. En: *Ortodoncia contemporánea. Teoría y práctica*. 3°. Madrid: Ediciones Harcout SA. 2002. 326-361.
25. Cervera A, Simón M. Fricción en arco recto. *Biomecánica básica. Rev Esp Ortod*. 2003; 33: 65-72.
26. Burrow S. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009, 135 (4): 442-7.
27. Kusy R, Influence on binding of third-order torque to second-order angulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 726-32.

28. Redlich M, Mayer Y Harari D, Lewinstein I. In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of “reduced-friction” brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 124 (1): 69-73.
29. Chen S, Greenlee G, Kim J, Smith C, Huang G, Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137: 726.
30. Orozco A, Silva R. Fuerza friccional en brackets de autoligado pasivo. *Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatria* [En línea] 2011 Abr [11 de Agosto de 2013]:6. Disponible en: <https://ortodoncia.ws/publicaciones/2>.
31. Brauchli L, Senn C, Wichelhaus A. Active and passive self-ligation-a myth?. *Angle Orthod.* 2011; 81(2): 312-18.
32. Mendoza A, Meza R. Fuerza friccional en brackets de autoligado pasivo. *Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatria*. [En línea]. 2011 Abr [11 de Agosto de 2013] p: 6 páginas. Disponible en: <http://www.ortodoncia.ws/publicaciones/2011/art7.as>.
33. Burstone C, Goldberg J. Beta titanium: A new orthodontic alloy. *Am J Orthod.* 1980; 77 (2): 121-132.
34. Kusy R. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. *Angle Orthod.* 1997; 67 (3): 197-208.
35. Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000; 297–333.
36. Hurst L, Duncanson M, Nanda R, Angolkar P. An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1990; 98 (1): 72-5.
37. Ferreira M, Luersen M, Borges P. Nickel-titanium alloys: A systematic review. *Dental Press J Orthod.* 2012; 17 (3): 71-82.
38. Oltjen J, Duncanson M, Ghosh J, Nanda R, Currier G. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wire. *The Angle Orthod.* 1997; 67 (3): 209-218.
39. Santoro M, Nicolay O, Cangialosi O. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickeltitanium alloys: A clinically oriented review. Part II: Deactivation forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001; 119: 594-603.
40. Microsoft Corporation Excel, 2013 United. States.
41. EpiData Association. Epidata Software 3.1, 2004 y Denmark.
42. Stata Statistical Software Release 11. College Station, TX. Stata Corporation 2011. United States.
43. República de Colombia. Ministerio de Salud: Resolución 08430 del 4 de octubre de 1993.
44. González O, y cols. Fenomenos clinicos e histologicos asociados a la magnitud de la fuerza ortodónica. 2015 [12 de noviembre de 2015]. Disponible en: http://recursostic.javeriana.edu.co/doc/fenomenos_clinicos.pdf.

45. Hixon E, Aasen T, Arango J, Clark R, Klosierman R, Miller S, Odom W. On forcé and tooth movement. *Amer. J. Orthodont.* 1970; 57(5).
46. Singh V, Acharya S, Patnaik S, Nanda S. Comparative Evaluation of Frictional forces between different Archwire-bracket Combinations. *Orthodontic Journal of Nepal.* 2014;4(1).
47. Tecco S, Di Iorio D, Cordasco G, Verrocchi I, Festa F. An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. *European Journal of Orthodontics.* 2007; 29 390–397.
48. Cacciafesta V, Sfondrini M, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124:395-402.
49. Kusy R, Whitley J. Friction between different wire –bracket configurations and materials. *Semin Orthod* 1997; 3: 166-177.
50. Nishio C, Motta A, Elias C, Mucha J. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004; 125: 56-64.
51. Buzzoni R, Elias C, Fernandes D, Miguel J. Assessment of surface friction of self-ligating brackets under conditions of angulated traction. *Dental Press J Orthod.* 2012; 17(4):51-6.
52. Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Giuntini V. Forces released by nonconventional bracket or ligature systems during alignment of Buccally displaced teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 136:316
53. Tecco S, Tete S, Festa F. Friction between archwires of different sizes, cross-Section and Alloy and Brackets ligated with low-Friction or conventional ligatures. *Angle Orthod.* 2009; 79:111–116.
54. Ogata R, Nanda R, Duncanson M, Sinha P, Currier G. Frictional resistances in combinations with effects stainless steel bracket-wire of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1996; 109: 535-42.
55. Meling T, 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 Dentofac Orthop* 1997; 112: 41-9.
56. Loftus B, Artun J. A model for evaluating friction during orthodontic tooth movement. *Eur J Orthod.* 2001; 23: 253-261.
57. Pandis N, Eliades T, Partowi S, Bourauelec C. Forces exerted by conventional and self-ligating brackets during simulated first- and second-order corrections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133: 738-42.
58. Amaral M, Luersen M, Borges C. Nickel-titanium alloys: A systematic review. *Dental Press J Orthod.* 2012; 17 (3): 71-82.

APÉNDICE

RESISTENCIA FRICCIONAL

APENDICE A. Cuadro de operacionalización de variables.

| Variable | Definición conceptual | Definición operativa | Naturaleza | Escala de medición | Valor |
|--------------------------------------|--|--|--------------------------|----------------------|-------------------------------|
| Fuerza (f) | Cualquier acción o esfuerzo que puede alterar el estado de movimiento o de reposo de un cuerpo. | Magnitud medida en Newtons al desplazar el bracket a diferentes distancias | Cuantitativa Continua | Razón | Valor expresado en Newtons |
| Distancia (mm) | Magnitud que mide la relación de lejanía o cercanía entre dos cuerpos, objetos o individuos. | Desplazamiento en milímetros del bracket a 1,0 mm - 1,5 mm - 2,0 mm - 2,5mm | Categórica | Ordinal | Valor expresado en milímetros |
| Tipo de brackets activo (bra) | Brackets cuyas tapas son flexibles y presionan el arco hasta el fondo del <i>slot</i> . | Cada juego de brackets del sistema activo. | Categórica | Nominal - dicotómica | 1: Bioquick® 2: Empower® |
| Alambre de NiTi (alm) | Aleación compuesta por 55% Níquel y 45% Titanio. | Aleación compuesta por 55% Níquel y 45% Titanio) | Categórica | Nominal - dicotómica | 1: Redondo 2: Rectangular |
| Dirección de movimiento (dir) | Movimiento de primer orden. | Dirección hacia donde se dirige el bracket en el plano horizontal hacia bucal o lingual. | Categórica | Nominal - dicotómica | 1: Vestibular 2: Palatino |
| Carga/descarga (cd) | Carga: acción de llevar el alambre al fondo del slot. Descarga: esfuerzo que hace el alambre para recuperar su forma inicial. | Carga: movimiento del bracket hacia bucal o lingual de forma ascendente desde 0 mm hasta 2,5 mm Descarga: movimiento del bracket hacia bucal o lingual de forma descendente desde 2,5 mm hasta 0 mm | Categórica | Nominal - dicotómica | 1: Carga 2: Descarga |

| | | | | | |
|----------------------|---|--|--------------|------------------|--|
| Rigidez (rig) | La rigidez tiene que ver con la deformabilidad relativa de un material bajo carga | Pendiente de la línea recta en un tramo flexionado o la cantidad de fuerza requerida por unidad de activación. | Cuantitativa | Razón - Continua | Valor expresado en Newtons/ milímetros |
|----------------------|---|--|--------------|------------------|--|

RESISTENCIA FRICCIONAL

APENDICE B. Instrumento 1.



FACULTAD DE ODONTOLOGIA – ESPECIALIZACIÓN EN ORTODONCIA
RESISTENCIA FRICCIONAL DE ALAMBRES DE NIQUEL TITANIO EN
BRACKETS AUTOLIGABLES ACTIVOS EN MOVIMIENTOS DE PRIMER
ORDEN ESTUDIO *IN VITRO*

| | |
|--|---|
| CONFIDENCIAL La presente información tiene carácter confidencial y sólo será utilizada con fines estadísticos. | Eliana Katterine Ávila María del Pilar Barba Ana Lucía del Pilar Espejo |
|--|---|

OBJETIVO: con este instrumento se pretende recolectar información con el fin de comparar la resistencia friccional de alambres de níquel titanio en brackets autoligables activos en movimientos de primer orden.

INSTRUCCIONES: marcar con una “X” en los siguientes ítems. En algunas preguntas se deberá utilizar el espacio asignado ____ para llenar con los datos suministrados por la máquina universal de ensayos Instron®.

REGISTRO N° I_I_I_I

1. (vez) Numero de prueba

- _____

2. (bra) Tipo de bracket activo

- (1) Bioquick®
- (2) Empower®

3. (alm) Tipo de alambre de NiTi

- (1) Redondo
- (2) Rectangular

4. (dir) Dirección de movimiento

- (1) Vestibular
- (2) Palatino

5. (cd) Carga/Descarga

- (1) Carga
- (2) Descarga

6. (mm) Distancia _____ mm

7. (F) Fuerza _____ N

APENDICE C. INSTRUMENTO 2



FACULTAD DE ODONTOLOGIA – ESPECIALIZACIÓN EN ORTODONCIA
RESISTENCIA FRICCIONAL DE ALAMBRES DE NIQUEL TITANIO EN
BRACKETS AUTOLIGABLES ACTIVOS EN MOVIMIENTOS DE PRIMER
ORDEN ESTUDIO *IN VITRO*

| | |
|---|---|
| CONFIDENCIAL | Eliana Katterine Ávila María del Pilar Barba Ana Lucía del Pilar Espejo |
| La presente información tiene carácter confidencial y sólo será utilizada con fines estadísticos. | |

OBJETIVO: con este instrumento se pretende recolectar información con el fin de comparar la resistencia friccional de alambres de níquel titanio en brackets autoligables activos en movimientos de primer orden.

INSTRUCCIONES: marcar con una “X” en los siguientes ítems. En algunas preguntas se deberá utilizar el espacio asignado ____ para llenar con los datos suministrados por la máquina universal de ensayos Instron®.

REGISTRO N° I_I_I_I

8. (vez) Numero de prueba

- _____

9. (bra) Tipo de bracket activo

- (1) Bioquick®
- (2) Empower®

10. (alm) Tipo de alambre de NiTi

- (1) Redondo
- (2) Rectangular

11. (dir) Dirección de movimiento

- (1) Vestibular
- (2) Palatino

12. (cd) Carga/Descarga

- (1) Carga
- (2) Descarga

13. (rig) Rigidez _____