

Información Importante

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

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

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

Bibliotecas Bucaramanga
Universidad Santo Tomás

Resistencia Friccional de Alambres Níquel Titanio en Brackets Autoligables Pasivos

1

**RESISTENCIA FRICCIONAL EN COMBINACIONES DE ALAMBRES DE NÍQUEL
TITANIO SUPERELÁSTICOS CON BRACKETS AUTOLIGABLES PASIVOS EN
MOVIMIENTOS DE PRIMER ORDEN.
ESTUDIO *IN VITRO***

Verónica Rodríguez Rangel
Residente Ortodoncia

Trabajo de grado para optar por el título de especialista en Ortodoncia

Director:
Dr. Marco Aurelio Pardo Silva
Especialista en Ortodoncia

Universidad Santo Tomás, Bucaramanga
División de Ciencias de la Salud
Especialización Ortodoncia
2016

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN

1. Introducción.....	11
1.1. Planteamiento del problema.....	12
1.2. Justificación.....	14
2. Marco Teórico.....	15
2.1. Movimiento Dental Ortodóncico.....	15
2.2. Tipos de Movimiento Dental.....	15
2.2.1. Movimiento de Primer Orden.....	15
2.2.2. Movimientos de Segundo Orden.....	16
2.2.3. Movimientos de Tercer Orden.....	16
2.3. Brackets Autoligables.....	16
2.3.1. Clasificación Brackets Autoligables.....	18
2.3.1.1. Brackets Pasivos.....	18
2.3.1.2. Brackets Activos.....	18
2.3.1.3. Brackets Interactivos.....	18
2.3.2. Propiedades Ideales de los Sistemas de Ligado.....	18
2.3.3. Ventajas de los Brackets Autoligables.....	18
2.3.3.1. Seguridad del Arco y Baja Fricción.....	19
2.3.3.2. Anclaje Combinado con Baja Fricción y Seguridad del Arco de Alambre.....	19
2.3.4. Distancia Interbracket.....	19
2.4. Alambres.....	19
2.4.1.1. Composición.....	21
2.4.1.2. Aplicaciones Clínicas.....	21
2.5. Propiedades y Características de los Alambres de Uso Ortodóncico.....	21
2.5.1. Características Extrínsecas de los Alambres.....	22
2.5.1.1. Resistencia.....	22
2.5.1.2. Rigidez.....	22
2.5.1.3. Límite Proporcional o Elástico.....	22
2.5.1.4. Curva carga/deflexión.....	22

2.5.2. Características Intrínsecas de los Alambres.....	23
2.5.2.1. Deformación.....	23
2.5.2.2. Módulo de Elasticidad.....	23
2.5.2.3. Rango de trabajo.....	23
2.6. Fuerza.....	23
2.6.1. Clasificación de las Fuerzas Según su Magnitud.....	23
2.6.1.1. Fuerzas Inocuas.....	24
2.6.1.2. Fuerzas Leves.....	24
2.6.1.3. Fuerzas Pesadas.....	24
2.6.2. Fuerza de Contacto o de Fricción.....	24
2.6.2.1. Fricción.....	24
2.6.3. Coeficiente de Fricción.....	25
2.6.3.1. Fricción Estática.....	25
2.6.3.2. Fricción Dinámica.....	25
2.7. Sistemas Mecánicos Usados en Ortodoncia para Generar Movimiento Dental.....	25
2.7.1. Sistemas Mecánicos sin Fricción.....	25
2.7.2. Sistemas Mecánicos con Fricción.....	26
2.8. Factores Asociados a la Fricción.....	26
2.8.1. Factores Mecánicos.....	26
2.8.2. Factores Biológicos.....	26
2.8.3. Factores que Incrementan la Fricción.....	26
2.8.4. Técnicas para Medir la Resistencia Friccional.....	27
2.9. Fricción en los Alambres.....	27
2.9.1. Alambres que Producen Mayor Fricción.....	27
2.9.2. Alambres que Producen Menor Fricción.....	27
2.10. Comparación de Propiedades en Brackets de Autoligado.....	27
3. Objetivos.....	28
3.1. Objetivo General.....	28
3.2. Objetivos Específicos.....	28
4. Hipótesis.....	29
4.1. Hipótesis Alterna.....	29

4.2. Hipótesis Nula.....	29
5. Materiales Y Métodos.....	29
5.1. Tipo de Estudio.....	29
5.2. Población y muestra.....	29
5.2.1. Población.....	29
5.2.2. Muestra.....	30
5.2.3. Criterios de selección.....	30
5.2.3.1. Criterios de inclusión.....	30
5.2.3.2. Criterios de exclusión.....	30
5.3. Variables.....	30
5.3.1. Variables dependientes o desenlace.....	30
5.3.2. Variables independientes o Explicatorias.....	31
5.4. Recolección de la Información.....	31
5.4.1. Instrumento.....	31
5.4.2. Procedimientos.....	31
5.5. Procesamiento y análisis estadístico.....	32
5.6. Consideraciones Éticas.....	32
6. Resultados.....	32
6.1. Valores de fuerza.....	32
6.2. Valores de Rigidez.....	43
7. Discusión.....	48
7.1. Conclusiones.....	51
7.2. Recomendaciones.....	52
8. Referencias Bibliográficas.....	53
Apéndices.....	56
A. Cuadro Operacionalización De Variables	56
B. Instrumento de recolección de la información.....	57
C. Análisis Univariado.....	61
D. Análisis Bivariado.....	61

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Valores promedio y desviación estándar de fuerza en carga vestibular y descarga lingual para las diferentes combinaciones de alambres con brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022 x 0.028"	33
Tabla 2. Diferencias promedio de fuerza en carga vestibular y descarga lingual entre los grupos de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	34
Tabla 3. Análisis de varianza de fuerza en carga vestibular a 1,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	35
Tabla 4. Análisis de varianza de fuerza en carga vestibular a 1,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022 x 0.028"	36
Tabla 5. Análisis de varianza de fuerza en carga vestibular a 2,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	36
Tabla 6. Análisis de varianza de fuerza en carga vestibular a 2,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	36
Tabla 7. Análisis de varianza de fuerza en descarga lingual a 2,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	36
Tabla 8. Análisis de varianza de fuerza en descarga lingual a 2,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	36
Tabla 9. Análisis de varianza de fuerza en descarga lingual a 1,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	37
Tabla 10. Análisis de varianza de fuerza en descarga lingual a 1,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	37
Tabla 11. Valores promedio y desviación estándar de fuerza en carga palatina y descarga vestibular para las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	37
Tabla 12. Diferencias promedio de fuerza en carga palatina y descarga vestibular entre los grupos de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	38
Tabla 13. Análisis de varianza de fuerza en carga palatina a 1,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	39

Tabla 14. Análisis de varianza de fuerza en carga palatina a 1,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028" 39

Tabla 15. Análisis de varianza de fuerza en carga palatina a 2,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028" 40

Tabla 16. Análisis de varianza de fuerza en carga palatina a 2,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028" 40

Tabla 17. Análisis de varianza de fuerza en descarga vestibular a 2,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028" 40

Tabla 18. Análisis de varianza de fuerza en descarga vestibular a 2,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028" 40

Tabla 19. Análisis de varianza de fuerza en descarga vestibular a 1,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028" 40

Tabla 20. Análisis de varianza de fuerza en descarga vestibular a 1,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028" 41

Tabla 21. Diferencias en los valores de fuerza en descarga lingual y descarga vestibular entre mismo grupo de alambres 0,016" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"41

Tabla 22. Diferencias en los valores de fuerza en descarga lingual y descarga vestibular entre mismo grupo de alambres 0,016 x 0,022" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"42

Tabla 23. Valores promedio y desviación estándar de la rigidez en carga vestibular y descarga lingual para las diferentes combinaciones de alambres, con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"43

Tabla 24. Valores promedio y desviación estándar de la rigidez en carga palatina y descarga vestibular para las diferentes combinaciones de alambres, con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"45

Tabla 25. Diferencias de los valores promedio de rigidez entre los grupos de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"46

Tabla 26. Análisis de varianza de rigidez en carga vestibular de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"47

Tabla 27. Análisis de varianza de rigidez en descarga lingual de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"47

Tabla 28. Análisis de varianza de rigidez en carga palatina de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"47

Tabla 29. Análisis de varianza de rigidez en descarga vestibular de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"47

Tabla 30. Diferencias de los valores de rigidez en descarga lingual y descarga vestibular entre el mismo grupo de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028" ..47

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Movimiento dental de primer orden vestibulolingual. Tomado de Gregoret. El tratamiento ortodóncico con arco recto. Madrid, 2003	15
Figura 2. Movimiento dental de segundo orden vertical. Tomado de Gregoret. El tratamiento ortodóncico con arco recto. Madrid, 2003.....	16
Figura 3. Movimiento dental de tercer orden torque. Tomado de Gregoret. El tratamiento ortodóncico con arco recto. Madrid, 2003.....	16
Figura 4. Brackets autoligables pasivos (SmartClip – Carriere) Tomado de	17
Figura 5. Ilustración súperelasticidad aleaciones de Níquel Titanio. Tomado de: Proffit. Ordoncia contemporánea. 4 ed. Barcelona: Mosby, 2008.....	21
Figura 6. Curva carga vestibular/descarga lingual de las combinaciones de alambres Níquel Titanio calibre 0,016x0,022" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0,022x0,028"	32
Figura 7. Curva descarga lingual de las combinaciones de alambres Níquel Titanio calibre 0,016" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	35
Figura 8. Curva descarga lingual de las combinaciones de alambres Níquel Titanio calibre 0,016 x 0,022" con los bracket SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	35
Figura 9. Curva descarga vestibular de las combinaciones de alambres Níquel Titanio calibre 0,016" con los dos tipos de brackets. SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	39
Figura 10. Curva descarga vestibular de las combinaciones de alambres Níquel Titanio calibre 0,016 x 0,022" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	39
Figura 11. Diferencias descarga lingual y vestibular de los alambres Níquel Titanio calibre 0,016" con brackets SmartClip® MBT Slot 0.022x0.028".	41
Figura 12. Diferencias descarga lingual y vestibular de los alambres Níquel Titanio calibre 0,016" con brackets Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"	42
Figura 13. Diferencias descarga lingual y vestibular de los alambres Níquel Titanio calibre 0,016 x0,022" con brackets SmartClip® MBT Slot 0.022x0.028".	43
Figura 14. Diferencias descarga lingual y vestibular de los alambres Níquel Titanio calibre 0,016x0,022" con brackets Carriere® MBT Slot 0.022x0.028".....	43

Figura 15. Rigidez descarga lingual de los alambres Níquel Titanio calibre 0,016" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"44

Figura 16. Rigidez en descarga lingual de los alambre 0,016x0,022" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"44

Figura 17. Rigidez descarga vestibular de los alambres Níquel Titanio calibre 0,016" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"45

Figura 18. Rigidez descarga vestibular de alambres Níquel Titanio calibre 0,016x0,022" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"46

Figura 19. Diferencias de rigidez en descarga lingual y vestibular entre mismo grupo de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"48

RESUMEN

Introducción: para el ortodoncista es importante conocer la resistencia friccional que se genera entre los alambres y los brackets en todas las fases de la ortodoncia activa. El propósito de esta investigación fue comparar la resistencia friccional en alambres Níquel Titanio superelásticos redondos calibre 0.016" y rectangulares 0.016x0.022"(3M) utilizando brackets autoligables pasivos Smartclip® y Carriere® prescripción MBT slot 0,022x0,028", en movimientos de primer orden.

Materiales y métodos: se utilizaron alambres de Níquel Titanio 0,016" y 0,016x0,022"(3M) en combinación con brackets de autoligado pasivo Smartclip® y Carriere® prescripción MBT slot 0,022x0,028", los cuales fueron cementados totalmente alineados en modelos que permitieron el movimiento de uno de los brackets, el alambre fue incorporado y los modelos se montaron en una máquina de ensayos universal Instron® certificada, simulando movimientos de primer orden tomando registro en cuatro puntos diferentes del desplazamiento que inició de 0,0 a 3,0 milímetros y regresó al sitio de origen (0,0mm), cada combinación fue probada 10 veces, bajo las mismas condiciones.

Resultados: el comportamiento de la curva carga y descarga fue similar, sin embargo; todas las combinaciones generaron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,01$) en los valores de fuerza y rigidez. La resistencia friccional aumentó en la medida que aumentó el calibre de los alambres y para algunas combinaciones durante la descarga a pesar de comparar entre el mismo grupo de alambre y brackets hubo diferencias estadísticamente significativas.

Conclusión: La mayor resistencia friccional en descarga lingual se presentó en la combinación de alambres Níquel Titanio 0,016" y 0,016x0,022" con los brackets Smartclip® y en descarga vestibular con los brackets Carriere®, este comportamiento fue igual para la rigidez.

Palabras clave: fricción, brackets de autoligado, alambres Níquel Titanio.

ABSTRACT

Introduction: it is important for the orthodontist to know the frictional resistance generated between the wires and the brackets in all phases of the active orthodontic, it will allow him to establish a treatment plan according to the needs of the malocclusion. The purpose of this research was to compare the frictional resistance in nickel titanium superelastic wires of caliber 0.016 "and rectangular 0.016x0.022" (3M) using passive self-ligating brackets Smartclip® and Carriere® MBT slot 0.022x0.028" in movements of first order.

Materials and methods: Materials and methods: 0.016 "and 0.016x0.022" (3M) Nickel Titanium wires were used in combination with passive self-ligating brackets Smartclip® and Carriere® MBT slot 0.022x0.028 ", which were cemented to fully aligned in models Which allowed movement of one of the brackets, the wire was incorporated and the models were mounted on a certified Instron® universal testing machine, simulating first-order movements taking log at four

different points of displacement that started from 0,0 to 3,0 millimeters and returned to the site of origin (0,0mm), each combination was tested 10 times, under the same conditions.

Results: *the behavior of the load and discharge curve was similar, however; all combinations generated statistically significant differences ($p \leq 0.01$) in the strength and stiffness values. The frictional resistance increased as the wire gauge increased and for some combinations during discharge, despite comparing between the same wire group and brackets, there were statistically significant differences.*

Conclusion: *The greatest frictional resistance in lingual discharge occurred in the combination of Nickel Titanium 0.016 "and 0.016x0.022" wires with Smartclip® brackets and in vestibular discharge with Carriere® brackets.*

Key words: *friction self-ligating brackets, Nickel Titanium wires.*

Resistencia Friccional en Combinaciones de Alambres de Níquel Titanio Superelásticos con
Brackets Autoligables Pasivos en Movimientos de Primer Orden.
Estudio *in Vitro*

1. Introducción

La ortodoncia, introducida hace más de un siglo tiene dentro de sus objetivos obtener la correcta posición de los dientes y se conserven dentro de sus bases óseas, generando función y estética de las sonrisas, el tratamiento de ortodoncia ofrece numerosos beneficios, pero a pesar de ello su duración es prolongada, incluso puede llegar a durar varios años y esto puede ser visto como un inconveniente, sin embargo se deben considerar diferentes factores por los cuales puede estar influenciado el período de duración de esta terapia, dentro de estos factores se incluye la complejidad de la maloclusión, la cooperación del paciente, la habilidad del especialista y la tasa de movimiento dental, en consideración reducir el tiempo de tratamiento podría ser beneficioso tanto para el paciente como para el profesional, disminuyendo así el riesgo de enfermedad periodontal, caries dental, reabsorción ósea, reabsorción radicular y alteraciones del tejido pulpar, generando en el paciente mayor aceptación y confort.

En las últimas décadas, el uso de los brackets autoligables se ha popularizado y su comercialización se ha incrementado, debido a que ofrece beneficios tales como: mayor confort para el paciente, remoción fácil del arco y aseguramiento del mismo; además, una de las propiedades en que enfatiza su prescripción de los brackets autoligables, es la baja fricción entre el bracket y el alambre por el modo de ligado. Si la condición de baja fricción se genera entre los brackets autoligables y los alambres existe la viabilidad que el movimiento dental sea mejor a partir de generar una respuesta biológica óptima de los tejidos periodontales, y el tratamiento ortodóncico activo podría incluso disminuir su tiempo de duración, factores genera un gran interés en el clínico, de tal modo que se motive a usar cada vez más este tipo de aparatología.

Diferentes autores han comentado en sus investigaciones que la disminución de la fricción produce un movimiento dental más eficiente y estudios comparativos entre brackets

convencionales y brackets autoligables han reportado que en los brackets de autoligado con los alambres hay una disminución de la resistencia friccional.

1.1. Planteamiento del problema. El movimiento dental ortodóncico, se genera a través de una serie de mecanismos biológicos que se desencadenan a través de la producción de un estímulo mecánico,(1)(2) el cual inicia a partir de la cementación de la aparatología fija ortodóncica sobre la superficie dental y la incorporación del arco dentro del slot de los brackets, ocasionando diferentes respuestas de tipo neuronal, vascular, celular y molecular (3)(4) desarrollando sobre las superficies periodontales un lado de presión y un lado de tensión, formando aposición y reabsorción de hueso proceso denominado como remodelado óseo(5)(6)

Las investigaciones han reportado que el movimiento dental ortodóncico y la respuesta alveolar están directamente influenciadas por el tipo o magnitud de fuerzas y mecánicas de fuerzas empleados durante el tratamiento de la maloclusión.(6) La tensión ejercida por las fuerzas son transmitidas al ligamento periodontal generando respuestas biológicas donde se inicia un proceso de remodelado óseo e involucra procesos anabólicos y catabólicos como respuesta a las cargas mecánicas generada por la fuerza generada entre la aparatología fija y los alambres, esto se relaciona directamente con la velocidad del movimiento dental el cual es regulado por el recambio óseo, la densidad ósea y el grado de hialinización del ligamento periodontal ante la fuerza aplicada.(2)

Estudios demuestran que la magnitud de las fuerzas aplicadas en la terapia ortodóncica pueden o no incrementar la tasa de movimiento dental, esta magnitud de las fuerzas pueden ser altas o bajas y dependiendo de éstas preservar la integridad de los tejidos periodontales y el remodelado óseo durante el movimiento dental.(1) Se ha reportado que las fuerzas continuas y ligeras son las más efectivas para producir un movimiento dental eficiente, distribuye las fuerzas de manera uniforme sobre las raíces disminuyendo la hialinización y causa mayor aceptación en el paciente. Begg y Kesling, en la teoría de fuerzas diferenciales describieron que las fuerzas ligeras se usan para el movimiento dental efectivo y las fuerzas pesadas son usadas como anclaje. Gonzales et al, concluyeron que las fuerzas ligeras (10-50gr), generan mayor movimiento dental, sin embargo, las variaciones de tipo individual y la respuesta biológica son factores determinantes en la tasa de movimiento dental. (2)

Los niveles de fuerza durante el movimiento dental ortodóncico generan fricción. La fricción como resistencia al deslizamiento entre el bracket y el arco durante el movimiento dental, se convierte en uno de los mayores problemas clínicos durante el tratamiento, reflejado en la disminución de la tasa de movimiento dental.(7) El nivel de fricción es considerado de origen multifactorial, diferentes estudios demuestran factores asociados como: tamaño y forma del arco, tipo de bracket, material del bracket y del alambre, angulación del arco dentro del slot del bracket, el modo de ligado (ligaduras metálicas o elásticas), cambios en la forma del arco, cambios en el material del arco, la sequedad o humedad del medio oral y la presencia o no de una recubierta superficial en el arco.(7)(8)

Kusy, (1997) sugiere que los factores que afectan la fricción entre el bracket y el arco son: la rugosidad superficial, la dureza, la rigidez del arco, la geometría, los materiales y la composición

química. Asimismo, Vaughan et al, determinaron los siguientes factores: el arco, el modo de ligado del arco al bracket, la aparatología ortodóncica y las variables intraorales.(9) Si la fricción puede disminuirse, el movimiento dental puede llegar a ser más eficiente.(7)

El tratamiento ortodóncico presenta cuatro fases: fase de alineación y nivelación, fase de cierre de espacios, fase de finalización y fase de retención, cada fase genera movimientos dentales de diferente orden, primer orden, movimientos en sentido vestibulo-lingual; segundo orden, movimientos verticales y tercer orden, torque o inclinación.

Por otra parte, el deslizamiento del bracket a través del alambre guía el movimiento dental, dentro de las aleaciones de alambre más usadas en ortodoncia se describen: acero inoxidable, cromo cobalto, níquel-titanio y el beta-titanio. Los alambres de Níquel-titanio, se usan principalmente en las fases iniciales del tratamiento ortodóncico, ésta aleación se caracteriza por tener la capacidad de retornar a su forma original, conocida como memoria de forma, (10) capacidad de adaptación, alta resistencia y producción de fuerza constante en diferentes grados de deflexión. (11)

De otro lado, los brackets convencionales, requieren un modo de ligado con bandas elásticas o ligaduras metálicas, incrementando los niveles de fricción, afectando la tasa del movimiento dental,(7) los módulos elásticos pierden fuerza y por tanto el control del diente no es óptimo, las ligaduras elásticas o metálicas pueden ser desplazadas, se dificulta la higiene oral y el tiempo clínico para el ligado se incrementa.(12) Los brackets autoligables, Carrier® y SmartClip® presentan un sistema de tapa y clip respectivamente que permite su fácil apertura y cierre, eliminando la necesidad de ligado y con ello según investigaciones la disminución de la fricción, generando fuerzas ligeras y continuas que hacen más eficiente el movimiento dental, además, ofrece otros beneficios como: facilidad en la higiene oral, disminución en el tiempo de consulta y tratamiento, mayor comodidad para el paciente, mejor desarrollo de arcos dentales y mayor interés en el especialista.(7)(12).

En consecuencia a lo anterior, se hace imperativa la necesidad de investigar y comparar si existen diferencias en la resistencia friccional entre alambres y brackets autoligables durante el movimiento dental ortodóncico, por consiguiente se plantea la siguiente pregunta de investigación:

¿Existen diferencias de la resistencia friccional en los alambres Níquel Titanio superelásticos redondos calibre 0.016” y rectangulares calibre 0.016x0.022” usando brackets autoligables pasivos Carrier® y SmartClip® prescripción MBT slot 0,022x0,028” durante los movimientos de primer orden?.

1.2. Justificación. Para los especialistas en ortodoncia, es transcendental tener conocimiento acerca de la resistencia friccional, puesto que está inmersa en las fuerzas aplicadas durante la fase activa de cada tratamiento ortodóncico que se realice; además, es importante reconocer que las fuerzas excesivas pueden ser nocivas y generar efectos perjudiciales a nivel dental y tejidos periodontales. Es necesario que el especialista tenga fundamentos y clínicamente pueda percibir alteraciones que dificulte el cumplimiento de los objetivos propuestos, presencia de efectos indeseados o note la ausencia del movimiento dental esperado y esto conlleve a reevaluar el plan de tratamiento con lo cual se prolongaría el tiempo de tratamiento, resultando en inconformidad por parte del paciente y genere el abandono del tratamiento.

En Colombia, las investigaciones acerca de la resistencia friccional son limitadas, estudios como éste serían de gran utilidad y apoyo para instituciones, residentes, especialistas y futuras investigaciones.

Park y col, (2004) investigaron la resistencia friccional entre brackets convencionales linguales y vestibulares, con arcos rectangulares de diferentes aleaciones reportando cambios en los niveles de resistencia friccional, los cuales incrementaron significativamente. (9) Los niveles de fuerza de fricción en arcos de B- Titanio y Níquel-Titanio, son mayores que el acero inoxidable y el cromo-cobalto, sin embargo el cromo cobalto puede generar una mayor fricción debido a su alta rigidez. Kusy y Whitley, (1997) sugirieron que el arco de acero inoxidable muestra una fuerza de fricción más baja, pero que aumenta significativamente en pruebas con saliva artificial. (9)

Rendón y col, (2008) evaluaron *in vitro* la resistencia friccional entre brackets cerámicos y arcos de alambre de acero inoxidable con y sin recubrimiento, reportando menor fricción estática y dinámica en los arcos sin recubrimiento. (14) Por otra parte, Muguruma y col, en un estudio *in vitro*, compararon la fricción entre brackets convencionales y brackets autoligables, demostrando que hubo un incremento de la fricción en los brackets convencionales. (7)

Sandoval y col, (2013) en un estudio *in vitro*, evaluaron y compararon la resistencia friccional en brackets autoligables y convencionales con arcos Níquel Titanio, redondos y rectangulares, sometidos a movimientos de segundo orden, reportando en sus resultados que los brackets autoligables generan menor fricción principalmente al usar alambres redondos, sin embargo no reportan diferencias significativas entre brackets autoligables y convencionales al usar arcos rectangulares. (13)

Investigaciones como esta, puede describir y esclarecer el comportamiento de los alambres con los bracket, por esta razón, se hace necesario seguir explorando y obtener resultados que demuestren ésta propiedad, adicionalmente esta investigación permitiría ampliar y fortalecer el conocimiento de los ortodoncistas y facilitaría la elección de la prescripción requerida de acuerdo a las necesidades de cada caso clínico.

2. Marco Teórico

2.1. Movimiento Dental Ortodónico. Durante el tratamiento de ortodoncia se genera movimiento dental, el cual se desarrolla progresivamente al pasar por diferentes fases descritas a continuación: fase de alineación y nivelación, fase de cierre de espacios y fase de finalización. Durante estas fases los dientes presentan movimientos clasificados según su orden en vestibulolingual, vertical y torque, éste último puede ser corono vestibular o corono lingual. Cada fase debe cumplir objetivos específicos para continuar con la siguiente, utilizando secuencias de arcos determinadas para cada una de ellas y el tratamiento se realiza con la prescripción de aparatología requerida, teniendo en cuenta que la fuerza ortodóncica no debería exceder la presión de la sangre en los capilares del ligamento periodontal.(15).

En la fase inicial se debe conseguir una adecuada alineación, nivelación dental y solucionar los problemas transversales. Esto se realiza usando arcos redondos que van de calibre 0.012” hasta 0.020” que pueden ser flexibles (coaxiales), o súper elásticos (Níquel Titanio), generando una forma de arco definida y eliminando las malposiciones individuales. (15).

Cuando se utilizan mecánicas de deslizamiento, se produce fricción o rozamiento en la interfase bracket y arco de alambre, parte de la fuerza se disipa como fricción y el resto es transferido a las estructuras dentales para mediar el desplazamiento, sin embargo autores como Quinn y Yoshikawa, determinaron que fuerzas mayores no generan un aumento significativo en el desplazamiento dental. (15).

2.2. Tipos de Movimiento Dental

2.2.1. Movimiento de Primer Orden. Durante los movimientos de primer orden, se corrigen irregularidades dentales en sentido vestibulo lingual. (15) (Fig.1)

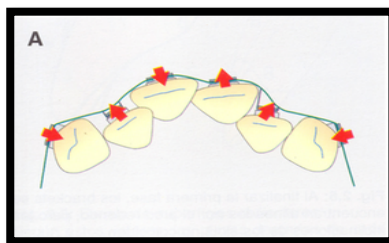


Figura 1. Movimiento dental de primer orden vestibulolingual. Tomado de Gregoret. El tratamiento ortodóncico con arco recto. Madrid, 2003

2.2.2. Movimientos de Segundo Orden. En los movimientos de segundo orden se corregirán las discrepancias en sentido vertical, debido a las irregularidades ocluso gingivales, generando intrusión o extrusión dental. (15) (Fig 2).

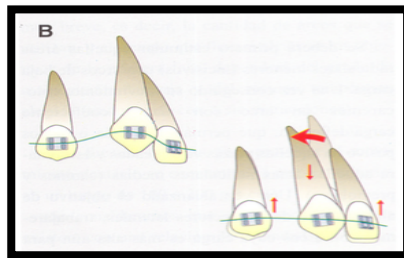


Figura 2. Movimiento dental de segundo orden vertical. Tomado de Gregoret. El tratamiento ortodóncico con arco recto. Madrid, 2003.

2.2.3. Movimientos de Tercer Orden. Durante los movimientos de tercer orden se realiza el control del torque dental, se utilizan arcos rectangulares que provean control tridimensional y generen torque radicular; estos movimientos se clasifican en torque positivo o corono vestibular y torque negativo o corono lingual o palatino. (15) (Fig. 3)

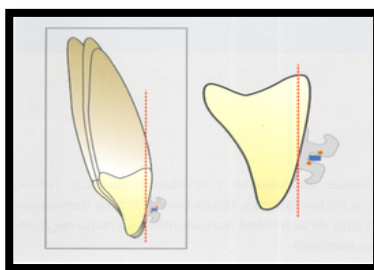


Figura 3. Movimiento dental de tercer orden torque. Tomado de Gregoret. El tratamiento ortodóncico con arco recto. Madrid, 2003.

2.3.Brackets Autoligables. Los brackets autoligables han existido por largo tiempo, desde 1935 fueron descritos por Stolzenberg y desde esa época se han patentado muchos diseños incluso brackets linguales autoligables. Los brackets autoligables se diferencian de los brackets convencionales por qué no requieren el uso de módulos elásticos o ligaduras metálicas, éstos tienen un mecanismo incorporado que permite su apertura y cierre asegurando el arco de alambre, dentro de su diseño presenta un cara o tapa metálica para el slot del bracket que puede

ser abierta y cerrada con un instrumento o con el dedo.(12)(16) (Fig.4) Uno de los objetivos principales de éstos es disminuir la fricción.(17).

Al diseñar y usar la aparatología ortodóncica, se debe generar un sistema de fuerzas que consiga el movimiento dental con fuerzas continuas y de poca intensidad, pero que no decaigan con rapidez. (18)

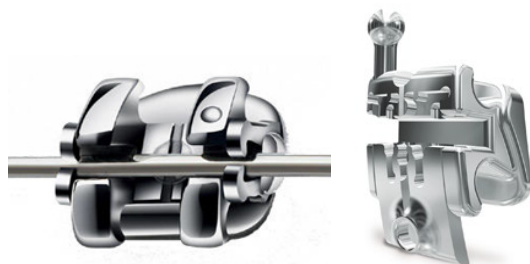


Figura 4. Brackets autoligables pasivos (SmartClip – Carriere) Tomado de <http://www.3msalud.cl/ortodoncia/soluciones-productos/SmartClip-2/> <http://www.orthoorganizers.com/orthodontic-brackets>

Los brackets de autoligado pueden ser de auto ligado activo o pasivo. Damon en 2004 describe el autoligado como el sistema de brackets que no requieren el uso de módulos elásticos o ligaduras metálicas como los brackets convencionales. (6)(16)

La tapa o trampilla actúa manteniendo el arco dentro del slot sin hacerle presión; sin empujarlo hacia el fondo del slot; lo cual minimiza la fricción. El lumen del slot es lo suficientemente grande permitiendo que el arco se mueva libremente dentro de los límites biológicos. El efecto resultante es obtener un mayor rango de movimiento del diente aplicando menor fuerza. Esto permite aplicar fuerzas al diente que no tengan un impacto negativo en el aporte vascular o en el ligamento periodontal. (6)

Así mismo describe el auto ligado activo como el sistema de brackets que contiene un clip como mecanismo para ligar el arco de alambre; que no requiere de módulos elásticos ni ligadura metálica como los brackets convencionales. El clip ejerce presión sobre el arco de alambre llevándolo al fondo del slot; reduciendo el lumen del mismo; lo cual limita la libertad del arco de alambre y aumenta la fricción. (6)

2.3.1. Clasificación Brackets Autoligables.

2.3.1.1. Brackets Pasivos. Se caracterizan por que el clip o tapa al cerrar no presiona el arco de alambre contra las paredes del slot, por tanto produce baja fricción.(12) Algunos brackets presentan un bisel en el slot para disminuir el binding.

2.3.1.2. Brackets Activos. Caracterizados porque al momento de cerrar el clip éste presiona el alambre contra las paredes del slot, aumentando la fricción.(12)

2.3.1.3. Brackets Interactivos. Este sistema dependiendo del calibre del arco de alambre actúa de forma activa o pasiva, si el arco de alambre queda en contacto con el slot se considera activo y si queda libre será pasivo.(12)

2.3.2. Propiedades Ideales de los Sistemas de Ligado. Se han descrito las propiedades ideales del sistema de ligado como lo son: la resistencia y la seguridad, asegurar un completo acople entre el bracket y el arco, es ideal que genere baja fricción entre el bracket y el arco, debe ser rápido y fácil de usar, que permita la fácil colocación de cadenas elásticas cuando sean necesarias, ayude a mantener buena higiene oral y brinde comodidad para el paciente.(12)

Los brackets convencionales, requieren el uso de ligaduras metálicas o elastoméricas que deben ser cambiadas con regularidad, debido a la pérdida de fuerza. Las ligaduras metálicas producen menor fricción que los elastoméricos; sin embargo, las fuerzas que son generadas por las ligaduras metálicas pueden alcanzar altos o niveles variables de fuerza. Los niveles de fuerzas altos pueden tener efectos potenciales e inhibir el movimiento dental, por lo tanto, es necesario que los niveles de fuerza sean adecuados para generar una respuesta biológica óptima.(12)

Estudios han demostrado que el proceso de ligado con alambre es más lento, requiere al menos 12 minutos comparado con la ligadura elastomérica; en cuanto a la higiene oral, los elastoméricos reportan mayor acumulo de placa bacteriana y referente a la comodidad del paciente las ligaduras metálicas pueden ser desplazadas entre las citas y generar malestar. Estas limitaciones frecuentes del sistema de ligado convencional son comunes, sin embargo los especialistas se han acostumbrado a tolerar estas deficiencias, sin embargo, los sistemas de autoligado proporcionan un mejoramiento significativo a estos factores. (12)

2.3.3. Ventajas de los Brackets Autoligables. Los brackets autoligables brindan ventajas como la de tener seguridad de los arcos, generar baja fricción entre los brackets y los arcos, disminución del tiempo de consulta y permiten rápida remoción y ligado del arco. Estas ventajas aportan beneficios a nivel clínico, lo cual podría resultar en tratamientos más rápidos. Sin embargo, debido a los diferentes diseños de brackets puede variar en la capacidad de ofrecer las ventajas desarrolladas.(12)(16)

2.3.3.1. Seguridad del Arco y Baja Fricción. Un bracket de autoligado con su clip cerrado funciona como un tubo, presentando baja fricción y mantiene el correcto engranaje del arco de alambre en el slot del bracket, esta combinación permite al diente deslizarse fácilmente a lo largo del arco de alambre con fuerzas bajas, más predecible y controlado, sin generar rotaciones indeseables y sin deformación de ligaduras.(12)(16).

2.3.3.2. Anclaje Combinado con Baja Fricción y Seguridad del arco de Alambre. Srinivas y col, compararon el control de anclaje durante la retracción de caninos utilizando brackets convencionales y brackets autoligables, con mecánicas de deslizamiento usando un arco 0.018 x 0.025" y fuerzas de 150 gramos. El canino con el bracket autoligable presentó una retracción estadísticamente significativa con una extensión de 0.24 mm por mes, reduciendo el tiempo promedio para la retracción del canino de 3 mm entre 12 y 16 semanas, adicionalmente se redujo la pérdida de anclaje 0.3 mm y la rotación del canino con bracket autoligable tuvo un promedio de 8° comparado con los 12° del canino con bracket convencional. (12)

La combinación de la baja fricción y el control de rotación de los brackets autoligables pueden conservar el anclaje; con menor fricción, las fuerzas netas en el movimiento dental ortodóncico son más bajas y las fuerzas recíprocas son menores, incluso el tiempo de tratamiento puede reducirse en promedio cuatro meses según lo reportó el Doctor Robert Fry. (12).

2.3.4. Distancia Interbracket. Distancia que hay entre las aletas mesial y distal de los brackets, de dos o más dientes adyacentes, unidos por un arco de alambre. Esta distancia puede ser modificada con la disminución del tamaño de los brackets, también, puede variar dependiendo del tamaño de los dientes y de cómo esté conformado el sistema; a mayor distancia interbracket, se puede reducir la curva carga/deflexión de los alambres, generando poca fuerza o minimizando la magnitud de la fuerza constante, disminuyendo la sintomatología y molestias reportadas por los pacientes.(11)(19) La longitud del alambre da como resultado una mayor flexibilidad de éste y disminuye la fricción.

2.4. Alambres. Los alambres son aleaciones que almacenan energía que posteriormente es liberada generando un estímulo mecánico al ligamento periodontal, dando lugar a cambios químicos, biológicos, celulares y moleculares que se traducen en movimiento dental.(17).

2.4.1. Aleación de Níquel Titanio. El Nitinol, fue introducido en los años 60's, su nombre proviene del acrónimo derivado de los elementos por el cual está compuesto, Ni: Níquel, Ti: Titanio, NOL: Naval Ordnance Laboratory. Esta aleación se caracteriza por su efecto de súper elasticidad y memoria de forma, el cual al deformarse y tomar una nueva forma, se somete a calor y tiene la capacidad de retornar a su forma anterior. Alrededor de los años 70's el Doctor George Andreasen conoció el potencial de ésta aleación y junto con la compañía Unitek se comercializó para los ortodoncistas. Existen tres subdivisiones: aleación convencional, aleación superelástica y aleación termoelástica, cada aleación tiene características y propiedades únicas. (10)(18)(20).

La aleación de Níquel Titanio tiene una característica importante como es la estructura cristalina martensítica estabilizada y la resistencia a la deformación permanente. (17) La curva de carga-deflexión del alambre Níquel Titanio, se debe a la transición en la estructura de austenita a martensita, que no solo obedece a los cambios de temperatura si no a la aplicación de fuerza. La aleación austenítica sufre una transición en su estructura interna en respuesta a la tensión, sin necesidad de cambios significativos en la temperatura, esta transformación martensítica inducida por la tensión se manifiesta en la parte casi plana de la curva carga/deflexión. (18)

La austenita hace referencia a una fase específica de las aleaciones de hierro y acero y tienen una estructura cúbica. La aleación de Níquel Titanio, también es llamada austenita por su capacidad de transformación a fase martensita. (10) durante la fase austenítica la aleación se vuelve súperelástica y no permite ningún tipo de doblez, en la fase martensítica la aleación permite ciertos dobleces en el alambre.

Las fases martensítica y austenítica, juegan un papel importante durante la deformación mecánica, la fase martensítica representa la baja rigidez, tiene un módulo elástico de 31 a 35 GPa con una resistencia de 1.4 a 1.7 GPa. La fase austenítica representa la fase de alta rigidez que tiene un módulo elástico de 84 a 98 GPa, y una resistencia de 0.84 GPa. la curva carga/deflexión es diferente comparada con otras aleaciones.(10)

En la figura 5, el segmento A-B, representa la deformación elástica de la fase austenítica, desde B inicia la transformación martensítica, en C se ha completado la transformación, una vez completa la estructura martensítica se deforma elásticamente, D punto donde se alcanza la tensión elástica de la fase martensítica y en E ocurre la deformación plástica y se produce el punto de ruptura, en C' se produce la descarga elástica de la fase martensítica, F indica la máxima tensión de la estructura martensítica inducida por tensión tras la descarga y en ese punto inicia la transformación inversa de la austenita y G-H representan la descarga elástica de la fase austenítica.(18) (Fig. 5)

Las aleaciones de Níquel Titanio tienen una elasticidad diez veces mayor que la de un alambre de acero inoxidable y presenta un amplio rango de trabajo. Debido a su propiedad de transformación a fase martensítica por estrés, le permite ejercer una fuerza constante por largos periodos de tiempo durante el tratamiento. (17)

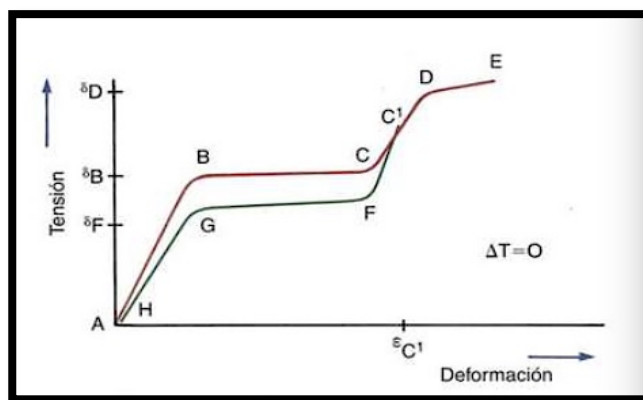


Figura 5. Ilustración súperelasticidad aleaciones de Níquel Titanio. Tomado de: Proffit. Ortodoncia contemporánea. 4 ed. Barcelona: Mosby, 2008

2.4.1.1. Composición. La aleación de níquel titanio contiene: 55% Níquel, 42% Titanio, 3% Cobalto. (17)

2.4.1.2. Aplicaciones Clínicas. Las aleaciones de níquel titanio, se les puede emplear en los tratamientos ortodóncicos gracias a sus beneficios y propiedades. El Níquel Titanio, ha demostrado su utilidad clínica en ortodoncia gracias a su elasticidad. Debido a la expansión que produce, puede ser usado en casos de mordidas cruzadas, corregir la posición de caninos impactados, en los casos de mordidas profundas, brindando a los especialistas y a los pacientes mayores pautas en la corrección de las maloclusiones. (20)

2.5. Propiedades y Características de los Alambres de Uso Ortodóncico. Los arcos fueron diseñados para mover los dientes, a través de la generación de fuerzas continuas y ligeras, (25) disminuyendo el riesgo de la hialinización socavante y la reabsorción de los tejidos periodontales, esto reduce significativamente el potencial de dolor del paciente. Los arcos de alambre se comportan elásticamente por periodos de semanas a meses. (10).

Existen diferentes tipos de aleaciones dentro de ellas el acero inoxidable, el cromo cobalto, el níquel titanio, y el beta titanio. Cada arco de alambre es utilizado en las diferentes etapas de tratamiento ya sea en la inicial, trabajo o finalización, no existe un arco de alambre que sea ideal para todas las etapas, sin embargo cada arco de alambre debe tener características de un arco de alambre ideal como la estética, la bioelasticidad, baja fricción, la formabilidad, que sea biocompatible, la resistencia, la soldabilidad, la recuperación elástica, la deflexión y la resiliencia.(10)

Las propiedades intrínsecas son cualidades inherentes del alambre y se determinan por la composición del material a nivel molecular o cristalino y sus variaciones pueden alterar la naturaleza de la aleación, las propiedades extrínsecas son las características macroscópicas del material; como son el diámetro o la longitud del arco. Las características fundamentales que describen las propiedades de los materiales se ilustran con una curva de esfuerzo- deformación o de carga-deflexión.(19)

Las propiedades físicas internas y externas de los alambres pueden variar dependiendo de características como: tipo de aleación, diámetro de los alambres, geometría de los alambres (redondos, cuadrados, rectangulares), longitud de alambre (diseño de ansas) y método de ligación del alambre al bracket.(19)

2.5.1. Características Extrínsecas de los Alambres.

2.5.1.1. Resistencia. La resistencia se define como la capacidad de resistir a una carga que genere deformación, sin que se exceda el límite de deformación plástica. Es la máxima carga que un alambre pueda entregar hasta el límite que le permita el material.

La resistencia depende de la rigidez y del rango de trabajo. (17)

2.5.1.2. Rigidez. Es una propiedad básica de los alambres, se define como la resistencia de un arco de alambre ante la deformación elástica cuando se hace un doblez o una torsión. Es la cantidad de fuerza requerida para deformar o doblar un arco de alambre a una determinada distancia. Es la resistencia a cualquier deformación. (17)

2.5.1.3. Límite Proporcional o Elástico. Es el límite de la carga, si se excede este límite con la fuerza hay deformación del alambre con cambios permanentes, ya que la fuerza y la deformación no serán directamente proporcionales y se producirá mayor deformación por cada unidad de fuerza. (17)

2.5.1.4. Curva carga/deflexión. La curva carga/deflexión se utiliza en ortodoncia para estudiar el comportamiento y características de los materiales elásticos, en especial de los alambres. Esta curva se obtiene por lecturas progresivas producidas por una máquina electrónica de medición llamada Instron. (11)(17)(18)

El comportamiento elástico de un material se describe en función de su respuesta tensión-deformación ante la aplicación de una carga externa. La tensión y la deformación hace referencia al estado interno del material; la *tensión* es la distribución interna de la carga, que es definida en términos *de fuerza por unidad de superficie* y la *deformación* es la distorsión interna producida por la carga, definida en términos de *desviación por unidad de longitud*.(19)

La aplicación de una carga o fuerza a un alambre, produce cambios internos y externos, que dependen de variables como el material de fabricación, la longitud y la distancia intra e interbracket. La gráfica que relaciona la carga con la deflexión, es directamente proporcional, por cada unidad de fuerza hay una unidad de deflexión del alambre y este comportamiento se mantiene hasta un punto llamado límite proporcional o límite elástico. En este punto si se suspende la fuerza, el alambre retornara a su forma original en un ciento por ciento, sin deformarse. (11)(17)

2.5.2. Características Intrínsecas de los Alambres. El comportamiento elástico interno de un alambre ante una carga externa, se define en función de la respuesta en la curva tensión/deformación, tanto la tensión como la deformación hacen referencia al estado interno del material y van a depender del tipo de aleación y diámetro del arco de alambre. (17)

2.5.2.1. Tensión. Distribución interna de la carga definida en términos de fuerza por unidad de área. Es medida en pascales (N/m^2). (17)

2.5.2.1. Deformación. Distorsión interna generada por la carga definida en términos de desviación por unidad de longitud. (17).

2.5.2.2. Módulo de Elasticidad. Es una constante lineal, representa la pendiente bajo la curva y se define como el radio entre el estrés tensil o compresivo y la deformación bajo el límite elástico, a menor pendiente mayor la elasticidad del alambre. (17).

2.5.2.3. Rango de trabajo. Cantidad de deformación elástica que puede soportar un alambre, antes de sufrir una deformación permanente. Esta propiedad puede ser afectada por la forma y tamaño del alambre, un amplio rango de trabajo permite mayores activaciones. (17).

2.6. Fuerza. La fuerza se describe como la acción física, que tiene la capacidad de modificar el estado de un cuerpo, se encuentre en reposo o movimiento, generando una aceleración la cual modifica su velocidad. Representa la acción de un cuerpo sobre otro y ésta acción puede deformar o cambiar el estado propio del cuerpo. La fuerza es representada por un vector que tiene magnitud y dirección. (17)

La aplicación de una fuerza genera el movimiento dental ortodóntico, (21) una fuerza es igual a la masa multiplicado por la aceleración, y sus unidades son los newton o gramo x milímetros/segundos. (2) Las fuerzas ortodonticas se pueden obtener por diferentes medios como la deflexión de los arcos de alambre, activación de resortes, y uso de elásticos. Las fuerzas se generan a lo largo de los ejes x, y, y z, clínicamente la determinación de los componentes horizontal, vertical y transversal de una fuerza mejora la dirección del movimiento dental esperado. Generalmente, estas fuerzas son aplicadas sobre la corona de los dientes y su dirección se halla siguiendo la línea de acción en torno del centro de resistencia. (19)

2.6.1. Clasificación de las Fuerzas Según su Magnitud

2.6.1.1. Fuerzas Inocuas. Fuerzas de pequeña magnitud incapaz de producir movimiento dental. (10).

2.6.1.2. Fuerzas Leves. Es aquella fuerza ideal con capacidad para producir el movimiento dental. Las fuerzas ligeras pueden reducir las molestias del paciente, la hialinización de los tejidos, y la reabsorción de tipo socavante. (10). Una fuerza ideal debe cumplir criterios como proporcionar una fuerza óptima para generar el movimiento dental produciendo los efectos deseados, debe ser cómoda y que permita adecuada higiene oral, reduzca el tiempo de consulta, requerir mínima cooperación del paciente y que sea de un presupuesto adecuado.(22).

2.6.1.3. Fuerzas Pesadas. Fuerzas capaces de producir gran área de hialinización sobre la zona de presión del ligamento periodontal, no hay producción de reabsorción frontal y genera inmovilidad dental en un largo periodo de tiempo. (21)

2.6.2. Fuerza de Contacto o de Fricción. Son las fuerzas producidas por el contacto directo entre dos superficies. Se describen como fuerza de rozamiento o de fricción y se clasifica en estática y dinámica, fuerzas cortantes al interior de un material sólido y fuerzas viscosas presentes en medio fluido. (21)

2.6.2.1. Fricción. La fricción es la resistencia al movimiento, que se presenta cuando un cuerpo se desliza o tiende a deslizarse sobre otro, se puede describir como una fuerza que actúa paralela y opuesta a la dirección del movimiento.(8)(19)(23)

La fricción es una fuerza tangencial entre dos cuerpos diferentes que están en contacto y que se opone al deslizamiento de uno de ellos sobre el otro. La fuerza de fricción es proporcional a la fuerza N que tiende a mantener unidos los cuerpos y el coeficiente de fricción (μ) va a depender de la ausencia de rugosidad de las superficies y del material de fabricación de los brackets y los alambres. (8)(17)

La fricción es un factor que se encuentra en las mecánicas de deslizamiento, como en la fase de alineación y nivelación, retracción de caninos, donde el arco se desliza a través de los brackets o tubos. (8)

Cuando se usan materiales del mismo coeficiente de fricción como los brackets, arcos de alambre y ligaduras de acero inoxidable se disminuye la resistencia al deslizamiento y la eficiencia de la aparatología usada en ortodoncia para generar movimientos por deslizamiento sin que ocasione daño en el periodonto, esto va a depender de la magnitud de la fuerza entregado por el sistema y la fuerza efectiva que aplica, cuya diferencia se modifica en vencer el rozamiento de las superficies. (17)

La fricción en ortodoncia genera retraso o resistencia al movimiento entre el arco y los brackets cuando están en contacto y la fricción es directamente proporcional a la fuerza; la fricción no es una propiedad de los materiales sino que se establece como una respuesta al sistema.(17)

2.6.3. Coeficiente de Fricción. El coeficiente de fricción, es un parámetro adimensional definido como la razón entre la fuerza de fricción y la fuerza normal. Se diferencia entre fricción estática y fricción dinámica. (10)(17)

2.6.3.1. Fricción Estática. La fricción estática, es la fuerza necesaria para comenzar a mover un diente a través de un alambre. Es la resistencia que impide el movimiento o es la mayor fuerza necesaria para producir el movimiento entre dos superficies sólidas que se encuentran en contacto pero en estado de reposo. Velocidad relativa cero entre los cuerpos. (8)(17)

2.6.3.2. Fricción Dinámica. La fricción dinámica, es la fuerza necesaria para continuar moviendo un diente a través de un alambre. Es la fricción que ocurre durante el movimiento, es la fuerza necesaria para producir el movimiento de deslizamiento de dos cuerpos en contacto y mantener una velocidad constante.(8) Es la velocidad relativa entre dos cuerpos diferente a cero.(17) Se describe que la fricción estática es mayor que la dinámica.(8)

La alta fricción entre el bracket y el alambre, puede generar pérdida de anclaje y la reducción del movimiento dental; tanto la forma como el material con que se ligue el alambre a los brackets incurre en el sistema de fuerza y la rigidez del alambre.(17)(24)

2.7. Sistemas Mecánicos Usados en Ortodoncia para Generar Movimiento Dental

2.7.1. Sistemas Mecánicos sin Fricción. Sistemas que utilizan ansas de diferentes formas geométricas, las cuales son activadas para producir el movimiento dental, su uso predecible y preciso. Ha sido de las más estudiadas, es la más predecible, desde el punto de vista mecánico, disminuye la tensión en el periodonto debido a que disminuye la curva carga deflexión, los cambios en la dirección de la fuerza son controlables. (17) En esta mecánica no friccional los dientes son desplazados a partir de la activación de éstas y no se genera un desplazamiento del bracket sobre el alambre. (22)

2.7.2. Sistemas Mecánicos con Fricción. Sistemas donde se usan resortes y cadenas elásticas que producen deslizamiento de los brackets y tubos sobre los alambres, empleados para mover, cerrar o abrir espacio entre los dientes, (17) para realizar mecánicas friccionales los dientes deben estar con una alineación y nivelación adecuada. La mecánica friccional implica el desplazamiento de los brackets a través de un arco de alambre generando fuerza friccional, la cual es definida como la resistencia al movimiento, cuando un cuerpo sólido tiende a deslizarse sobre otro cuerpo, este deslizamiento mecánico se presenta en procedimientos como la retracción de caninos donde éste es llevado al espacio de una extracción. (17)(19)

2.8. Factores Asociados a la Fricción

2.8.1. Factores Mecánicos. Autores han descrito diferentes factores que generan fricción entre ellos se describen el modo de ligado, uso de elastoméricos, éstos producen 50% menos fricción que otros métodos de ligado,(25) ligaduras metálicas, las ligaduras de acero inoxidable recubiertas producen menor fricción que las ligaduras elásticas,(26) el tamaño y la geometría del arco, los arcos de alambre de diámetros pequeño producen menor fricción que los arcos de alambre con diámetros cercanos al tamaño del slot del bracket,(27) la resistencia friccional es proporcional a la angulación del arco con el bracket,(17) la fuerza de la ligadura, geometría del arco, cambios en el material del arco de alambre; sin embargo puede haber influencia del ancho del bracket y la rugosidad de la superficie, la rigidez del arco, la velocidad del deslizamiento,(8)(12) tipo de aleación del alambre, debido a que cada material presenta su coeficiente de fricción.(22)(28)

2.8.2. Factores Biológicos. Saliva y película adquirida, reducen la fricción al crear llenos entre las superficies ásperas.(22)(27) Estudios reportan que la lubricación reduce la fricción significativamente hasta un 60.5%.(12) La maloclusión es considerado un factor determinante, estudios demuestran que a medida que aumenta la maloclusión aumentan las fuerzas.(29)

2.8.3. Factores que Incrementan la Fricción. La geometría del alambre, los alambres rectangulares, producen mayor fricción que los redondos, debido al mayor contacto del arco en el slot de los brackets. Diámetro del alambre, los alambres de mayor calibre producen mayor fricción, al aumentar la fuerza dentro del slot del bracket. Material de fabricación, los arcos de acero inoxidable independiente de su forma y tamaño producen menor fricción. Modo de ligado, mediante el uso de ligaduras de acero inoxidable se disminuye la fricción. (9)

El nivel de fricción es considerado de origen multifactorial, diferentes estudios demuestran factores asociados como: el tamaño y la forma del arco, el tipo de bracket, el material del bracket y del alambre, la angulación del arco dentro del slot del bracket, el modo de ligado (ligaduras metálicas o elásticas), los cambios en la forma del arco, los cambios en el material del arco, la sequedad o humedad del medio oral, la presencia o no de una recubierta superficial en el arco.(7)(8)

La fricción entre el bracket y el arco de alambre pueden generar resistencia al movimiento, si las fuerzas aplicadas son altas tienen efectos potenciales que inhiben el movimiento dental. Los niveles de baja fricción se consideran que mejoran el movimiento dental ortodóncico al crear respuesta biológica adecuada.(12) La baja fricción permite un deslizamiento más fácil del bracket a lo largo del arco con fuerzas menores y con control del movimiento incluso el control de anclaje.

2.8.4. Técnicas para Medir la Resistencia Friccional. Se han utilizado varias técnicas para medir la resistencia friccional entre los arcos de alambre y brackets autoligables, tales como dinamómetro, “weighted basket” o “bucket”, un medidor de fuerza, máquina universal de ensayos (INSTRON).

2.9. Fricción en los Alambres

2.9.1. Alambres que Producen Mayor Fricción. Esta clasificación se basa en alambres que presentan mayor rugosidad microscópica en su superficie como son: aleaciones de Titanio Molibdeno, Níquel Titanio, y Cromo Cobalto. El cromo cobalto puede generar una mayor fricción debido a su alta rigidez. (9)(17)

2.9.2. Alambres que Producen Menor Fricción. Los arcos de alambre de acero inoxidable son de textura suave, puede ser empleado en mecánicas con fricción. (17) Kusy y Whitley (1997), sugirieron que el arco de acero inoxidable muestra una fuerza de fricción más baja, pero que aumenta significativamente en pruebas con saliva artificial. (9)

2.10. Comparación de Propiedades en Brackets de Autoligado. Oliver y col (2011), Evaluaron la resistencia friccional en brackets autoligables durante las mecánicas de deslizamiento, imitando movimientos dentales en una máquina de ensayo Instron, empleando seis tipos diferentes de brackets SPEED, in-Ovation C, Carrière SLB, Clarity SL, SmartClip® y VisionLP, cada bracket fue probado con 3 arcos de alambre rectangulares de acero inoxidable: 0.017x 0.022”, 0.017 x0.025”, y 0.019 x 0.025”, cada bracket fue adherido a un diente de tipodonto (primer premolar derecho superior) y se registró en una máquina universal de ensayos Instron con una carga de 50N, simulando movimientos de alineación y nivelación, velocidad constante de 1 mm/min, cada diente se trasladó a una distancia de 12 mm, en total se realizaron 198 pruebas individuales.

Los resultados demostraron que los brackets autoligables pasivos Carrière SLB, Clarity SL, SmartClip® y VisionLP presentan una resistencia friccional menor (menos 0,05 N) independiente el calibre del alambre comparado con los brackets con clip activo SPEED o interactivo In-Ovation y el bracket SPEED presentó una mayor resistencia al deslizamiento pero se observó que fue afectado por el cambio en la profundidad del alambre más que por la altura ya que se conservó la misma.(23)

Leal y col (2014), evaluaron la resistencia friccional en brackets autoligables activos Quick y pasivos Damon 3MX, en presencia de saliva artificial, agua destilada y saliva humana, utilizando la fricción en seco como control, se utilizaron arcos de CuNiTi de 0.014x 0.025", se realizaron los registros de la muestra en máquina universal de ensayo, no hubo significancia entre el tipo de bracket y el lubricante, ($P=.324$), la fuerza de fricción en los brackets pasivos fue menor comparado con los brackets activos ($P<.001$), sin embargo se encontró que las fuerzas friccionales fueron más altas bajo condiciones secas o con agua destilada.(24)

Heo y Baek., compararon la resistencia friccional ante el desplazamiento vertical y horizontal de brackets autoligables, simulando la etapa inicial de alineación y nivelación, se utilizaron brackets autoligables activos: In-Ovation-R, y el In-Ovation-C, y pasivos Damon 3Mx, Damon Q, SmartClip® SL3 y Clarity SL, con arcos NiTi 0.014", (asténico A NiTi y Copper tipo Cu-NiTi. Los brackets Clarity SL produjeron menor fuerza de fricción ($P< 0.01$) en el desplazamiento vertical, mientras que Damon 3Mx, In-Ovation-R y SmartClip® SL3, producen mayor fuerza y en el desplazamiento lingual, Damon Q y Damon 3Mx produjeron una menor fuerza de fricción ($P<.01$), los Clarity- SL produjeron una fuerza friccional mayor y al combinar con los dos tipos de arcos se mostraron diferencias en las propiedades de fricción entre los tipos de brackets y los tipos de movimientos, para lo cual concluyen que es necesario desarrollar brackets que generen baja fricción para ambos tipos de movimientos dentales verticales y horizontales.(30)

3. Objetivos

3.1. Objetivo General. Comparar la resistencia friccional en alambres de Níquel Titanio superelásticos redondos calibre 0.016" y rectangulares calibre 0.016x0.022" (3M) utilizando brackets autoligables pasivos SmartClip® y Carriere® prescripción MBT slot 0,022x0,028" en movimientos de primer orden.

3.2. Objetivos Específicos.

- Determinar la fuerza en carga y descarga de alambres de Níquel Titanio superelásticos redondos 0.016" y rectangulares 0.016x0.022" (3M) en movimientos de primer orden en brackets autoligables pasivos SmartClip® y Carriere® prescripción MBT slot 0,022x0,028" como un indicativo de la resistencia friccional.
- Describir el comportamiento de la curva carga/descarga de los alambres Níquel Titanio superelásticos rectangulares 0.016x0.022" y redondos 0.016" utilizando brackets autoligables pasivos SmartClip® y Carriere® prescripción MBT slot 0,022x0,028" durante los movimientos de primer orden.
- Evaluar la rigidez en carga y descarga de los alambres Níquel Titanio redondos 0.016" y rectangulares 0.016x0.022" utilizando brackets autoligables pasivos SmartClip® y

Carriere® prescripción MBT slot 0,022x0,028” durante movimientos de primer orden como un indicativo de la resistencia friccional.

4. Hipótesis

4.1. Hipótesis Alternativa. Existen diferencias en la resistencia friccional en los alambres de Níquel Titanio redondos de calibre 0.016” y rectangulares 0.016 x 0.022” (3M) usando brackets autoligables pasivos SmartClip® y Carriere®

4.2. Hipótesis Nula. No existen diferencias en la resistencia friccional en los alambres de Níquel Titanio redondos de calibre 0.016” y rectangulares 0.016 x 0.022” (3M) usando brackets autoligables pasivos SmartClip® y Carriere®.

5. Materiales Y Métodos

5.1. Tipo de Estudio. Estudio *in vitro*, (pruebas experimentales controladas en laboratorio) donde se evaluó la resistencia friccional de alambres Níquel Titanio redondos calibre 0.016” y rectangulares 0.016 x 0.022” (3M) y brackets autoligables SmartClip® (3M) y Carriere® (Ortho Organizer).

5.2. Población y muestra

5.2.1. Población.

- La población estuvo conformada por 20 arcos de alambres preformados de Níquel Titanio superelásticos alambres redondos de 0.016” y alambres rectangulares 0.016 x 0.022” de la casa comercial 3M Unitek.
- Brackets autoligables pasivos de prescripción MBT con Slot 0,022x0,028”: 5 SmartClip® de la casa comercial 3M, y 5 Carriere® de la casa comercial Ortho Organizer.

5.2.2. Muestra. Tamaño total de la muestra: 10 arcos de alambre Níquel Titanio superelástico redondos de calibre 0.016” y 10 arcos de alambre rectangulares calibre 0.016 x 0.022” preformados de la casa comercial 3M Unitek del mismo Lote, los cuales fueron seccionados por la mitad generando un total de 40 alambres. 10 unidades de brackets autoligables pasivos 5 SmartClip de la casa comercial 3M, 5 Carriere de la casa comercial Ortho Organizer, los cuales fueron alineados y adheridos en un modelo acrílico mediante el uso de cianocrilato, con una distancia interbracket de 6 mm. La muestra se determinó a través de una prueba piloto previa con un nivel de confiabilidad de 95%.

5.2.3. Criterios de selección

5.2.3.1. Criterios de inclusión

- Alambres Níquel Titanio superelásticos redondos calibre 0.016” de la casa comercial 3M Unitek.
- Alambres Níquel Titanio superelástico rectangular calibre 0.016” x 0.022” de la casa comercial 3M Unitek.
- Alambres del mismo lote.
- Brackets autoligables pasivos con prescripción MBT.
- Brackets autoligables pasivos SmartClip® y Carriere®. Slot 0.022 x 0.028”
- Brackets con Slot 0.022 x 0.028”.

5.2.3.2. Criterios de exclusión

- Arcos con presencia de irregularidad o deformación permanente.
- Brackets con alteraciones, defectos superficiales o en el slot.
- Brackets estéticos.
- Alambres con recubierta estética.

5.3. Variables. Las variables evaluadas, se detallan en el apéndice A. Cuadro de operacionalización de variables, donde se muestra la definición conceptual y operacional, tipo de variable, escala de medición y valores que asume.

5.3.1. Variables dependientes o desenlace.

- Resistencia friccional.
- Fuerza carga.
- Fuerza descarga.
- Rigidez carga.
- Rigidez descarga.

5.3.2. *Variables independientes o Explicatorias*

- Geometría de arco de alambre Níquel Titanio.

5.4. Recolección de la Información

5.4.1. Instrumento. Como instrumento de recolección de datos, se utilizó una planilla que se elaboró con base en las variables de interés, según calibre de alambre y el tipo de bracket sometido a prueba durante los diferentes desplazamientos. En el Apéndice B se muestra la planilla de recolección de datos, la cual fue diligenciada por el investigador del estudio.

5.4.2. Procedimientos. Para la ejecución de este estudio se compraron 20 arcos de alambre Níquel Titanio superelásticos preformados de la casa comercial 3M Unitek: 10 arcos de alambre redondos calibre 0.016" y 10" arcos de alambre rectangulares calibre 0.016x0.022", del mismo lote, 5 brackets autoligables pasivos SmartClip® y 5 Carriere® con prescripción MBT. Slot 0.022 x 0.028"

el investigador seccionó cada arco de alambre por la mitad generando un total de 40 alambres, los brackets fueron cementados mediante el uso de cianocrilato con una distancia interbracket de 6,0 milímetros, fueron alineados en dos modelos acrílicos, uno para cada tipo de bracket. Este modelo permitió el movimiento de uno de los brackets para simular los movimientos de primer orden, los brackets seleccionados corresponden a los dientes 12, 11, 21, 22 y 23, el bracket correspondiente al 21 fue colocado en la plataforma móvil.

20 alambres redondos calibre 0.016" y 20 alambres rectangulares calibre 0.016 x 0.022", fueron incorporados en el slot de los brackets simulando movimientos de primer orden, con carga vestibular y descarga lingual, carga palatina y descarga vestibular, con un desplazamiento de 0,0 a 3,0 mm. Un total de 160 mediciones se realizaron en una máquina universal de ensayo certificada INSTRON® serie 3360, que cumple las normas ASTM E83 ISO 9513 y EN 10002-4 del laboratorio de Ingeniería mecánica de la Universidad de los Andes en la ciudad de Bogotá, las condiciones de laboratorio incluyeron una temperatura de 23°C y una humedad relativa de 50% de acuerdo con las normas internacionales ASTM. Los modelos fueron ubicados en el portamuestras del INSTRON®, cada uno de los alambres fue insertado y se realizó el desplazamiento del bracket.

El desplazamiento del bracket simuló movimiento vestibular y palatino a partir de 0,0 mm hasta una distancia de 3,0 mm, con una velocidad constante de 1mm/ minuto. La fuerza fue determinada en (N) a 1,0 1,5 2,0 y 2,5 mm de distancia en carga y descarga en las dos direcciones. En la presente investigación se denominó carga vestibular cuando a partir de la posición inicial de 0,0 mm del bracket se desplazó en ese sentido y el regreso del alambre y el bracket a su posición de origen se denominó descarga lingual, de este mismo modo se denominó carga palatina con una descarga vestibular.

Se registró un total de 160 lecturas de dos tipos de brackets con dos tipos de alambres con dos cargas y dos descargas. Durante cada prueba el alambre se cambió con el fin de eliminar la posible influencia del binding y notching, se registró cada prueba en la planilla de recolección de datos.

Posteriormente se realizaron comparaciones de la siguiente manera:

- Alambres Níquel Titanio de calibre 0,016" con brackets SmartClip® y Carriere®, Slot 0.022" x 0.028" en carga vestibular/ descarga lingual y carga palatina/ descarga vestibular.
- Alambres Níquel Titanio de calibre 0,016x0,022" con brackets SmartClip® y Carriere®, Slot 0.022 x 0.028" en carga vestibular/ descarga lingual y carga palatina/ descarga vestibular.
- Se realizaron comparaciones entre los mismos grupos.

5.5. Procesamiento y análisis estadístico. Se desarrolló y digitó una base de datos en Microsoft Excel 2010 por duplicado, el cual los datos fueron adquiridos mediante las mediciones elaboradas por la maquina INSTRON® certificada, se realizó validación y confrontación para identificar y corregir errores de digitación. Los datos se exportaron a Stata 13.0 para el análisis. Para las variables cuantitativas se calcularon promedios con desviaciones estándar como medidas de tendencia central y de dispersión, respectivamente. Para evaluar si existían diferencias entre los promedios de los grupos se realizó un análisis de varianza (ANOVA), posteriormente, se realizó un análisis de subgrupos mediante la prueba de Bonferroni con corrección del nivel de significancia estadística según el número de comparaciones, valor de p de <0.01.

5.6. Consideraciones Éticas. Este estudio se acogió a las normas estipuladas en la resolución 008430 de Octubre 4 de 1993, por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud, se catalogó como una investigación sin riesgo por tratarse de un estudio *In vitro*, en el cual se empleó material de uso ortodóncico analizado en laboratorio. No se realizó intervención en humanos.

6. Resultados

6.1. Valores de fuerza

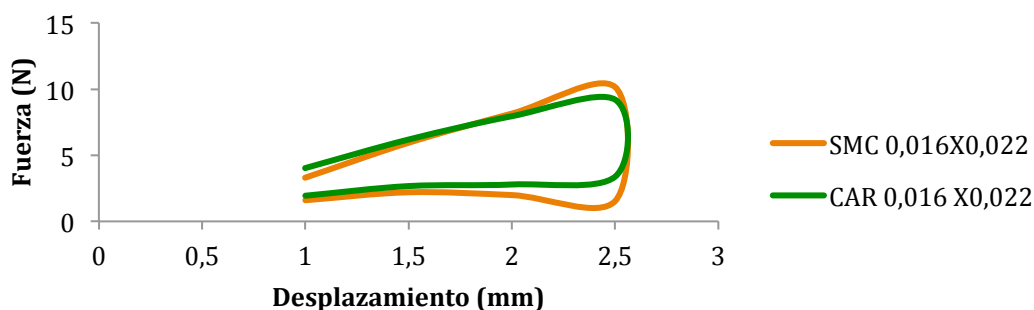


Figura 6. Curva carga vestibular/descarga lingual de las combinaciones de alambres Níquel Titanio calibre 0,016x0,022" con los brackets SmartClip® y Carriere®

La figura 6, muestra el comportamiento típico de las curvas de carga vestibular y descarga lingual en las combinaciones de brackets SmartClip® y Carriere® con alambres de Níquel Titanio de 0,016 x 0,022 pulgadas. Carga vestibular representa el desplazamiento del alambre buscando la ranura del bracket de un diente desplazado hacia vestibular. Descarga lingual representa la fuerza entregada por ese mismo alambre cuando corrige la malposición. La curva de carga es casi lineal y asciende hasta los 3,0 mm, momento a partir del cual tuvo un descenso abrupto y vertical que termina con el inicio de la curva de descarga. Esta última mostró variados grados de inclinación. En ocasiones como ocurre en la Gráfica 1 en las combinaciones con SmartClip® la curva inicia con un incremento de la fuerza con la disminución del desplazamiento que luego se estabiliza en una meseta que es seguida por el descenso final hasta la descarga total.

Tabla 1. Valores promedio y desviación estándar de fuerza en carga vestibular y descarga lingual para las diferentes combinaciones de alambres Níquel Titanio con los brackets SmartClip® y Carriere®

Desplazamiento (mm)	0,016 pulgadas				0,016 x 0,022 pulgadas			
	SmartClip ®		Carriere ®		SmartClip ®		Carriere ®	
	Promedio (N)	Desviación Estándar	Promedio (N)	Desviación Estándar	Promedio (N)	Desviación Estándar	Promedio (N)	Desviación Estándar
1,0	0,369	0,271	0,593	0,159	3,291	0,094	4,037	0,180
1,5	0,886	0,032	1,060	0,242	5,944	0,132	6,187	0,239
2,0	1,540	0,051	1,702	0,335	8,146	0,226	7,949	0,236
2,5	2,308	0,090	2,364	0,275	10,155	0,327	9,203	0,372
2,5	1,473	0,03	1,565	0,058	1,533	0,4	3,378	0,316
2,0	0,99	0,027	1,092	0,122	1,988	0,205	2,789	0,265
1,5	0,528	0,027	0,68	0,131	2,199	0,087	2,669	0,142
1,0	0,162	0,01	0,344	0,083	1,598	0,18	1,94	0,108

La tabla 1, muestra los resultados de los valores promedio y desviación estándar de la fuerza por desplazamiento durante el movimiento de carga vestibular y descarga lingual, los dos tipos de brackets y los diámetros de los alambres utilizados durante el estudio.

Típicamente los valores en descarga son menores que en carga y la diferencia entre ellos aumenta con el incremento en el desplazamiento. La variación dentro de cada combinación tuvo Coeficientes de Variación entre 2% y 26%. Dada la asociación inversa entre el Coeficiente de Variación y el promedio hubo una tendencia a presentarse valores más grandes cuando los promedios fueron mínimos como ocurrió con el valor en carga a 1,0 mm en la combinación de brackets SmartClip® con alambre 0,016 pulgadas. La relación de las diferencias entre alambres rectangulares y de sección circular fue mayor en los desplazamientos pequeños. A manera de ejemplo mientras la relación de fuerzas a 2,5mm en carga para las combinaciones con SmartClip® fueron 4,4 veces mayores en 0,016 x 0,022 que en 0,016 a 2,5mm, a 1,0 mm la relación fue 8,9 veces mayor.

El cambio total de fuerza en descarga fluctuó entre aproximadamente cero hasta una reducción de 1,4 N. Ambos valores se presentaron con alambres rectangulares. Como se muestra en la figura 3, la curva de descarga de las combinaciones con SmartClip® y alambres rectangulares, en el rango estudiado, presenta un incremento inicial y posterior descenso que desencadena valores casi iguales en 2,5mm y 1,0mm. Las reducciones de fuerza con alambres de sección circular fueron más cercanas en su valor con 1,31 N para las combinaciones con SmartClip® y 1,22 N para las de Carriere®.

Tabla 2. Diferencias promedio de fuerza en carga vestibular y descarga lingual entre los grupos de alambres Níquel Titanio con los brackets SmartClip® y Carriere®

	Desplazamiento (mm)	Combinación alambre - bracket	SmartClip® 0,016"	SmartClip® 0,016x0,022"
CARGA	1,0	Carriere® 0,016"	0,223 *	
		Carriere® 0,016x0,022"		0,745 *
	1,5	Carriere® 0,016"	0,173 *	
		Carriere® 0,016x0,022"		0,242 *
	2,0	Carriere® 0,016"	0,162 *	
		Carriere® 0,016x0,022"		-0,197 *
DESCRAGA	2,5	Carriere® 0,016"	0,056 *	
		Carriere® 0,016x0,022"		-0,951 *
	2,5	Carriere® 0,016"	0,091 *	
		Carriere® 0,016x0,022"		1,844 *
	2,0	Carriere® 0,016"	0,102 *	
		Carriere® 0,016x0,022"		0,801 *
	1,5	Carriere® 0,016"	0,151 *	
		Carriere® 0,016x0,022"		0,469 *
	1,0	Carriere® 0,016"	0,182 *	
		Carriere® 0,016x0,022"		0,342 *

Las figuras 7 y 8 muestran los valores promedio de descarga en combinaciones de los dos brackets estudiados con los alambres de sección circular (Figura 7) y rectangular (Figura 8). Las descargas con alambres de sección circular fueron similares en patrón pero todas significativamente diferentes entregando más fuerza las combinaciones con Carriere®. (Tabla 2). El patrón de las combinaciones con alambres rectangulares fue diferente. Las combinaciones con Carriere® mostraron un descenso en fuerza lento. Durante todo el rango de 2,5mm a 1,5 mm se presentó un cambio de tan solo un 20% en la fuerza. En las combinaciones con SmartClip® como ya se anotó, se presentó un incremento de la fuerza entre 2,5mm y 1,5mm, para luego iniciar su descenso hasta la desactivación total. En todos los puntos medidos la magnitud de la fuerza fue significativamente diferente y mayor en las combinaciones con Carriere®. (Tabla 2)

En todos los casos de descarga lingual con alambres de sección circular las fuerzas fueron ligeras. El valor más alto registrado fue para la combinación con Carriere® a 2mm y

correspondió a 1,5 N. En las combinaciones con alambre rectangular fluctuaron entre ligeras y moderadas para las de SmartClip® y de moderadas a fuertes para las de Carriere®.

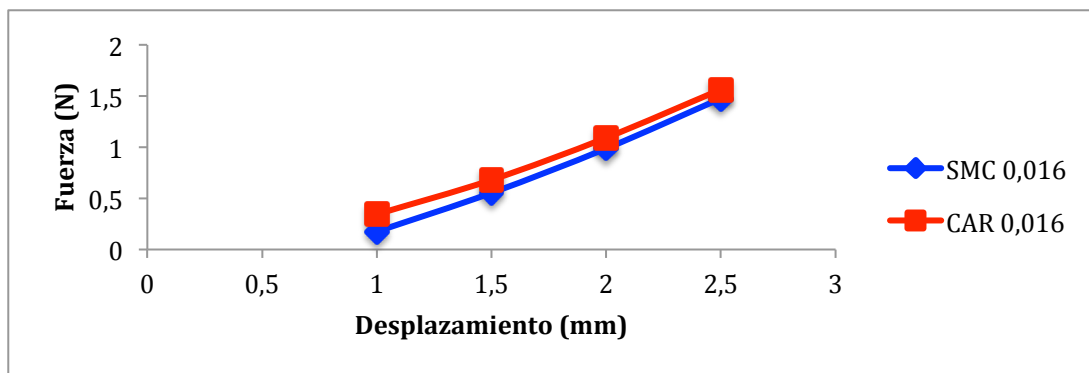


Figura 7. Curva descarga lingual de las combinaciones de alambres Níquel Titanio calibre 0,016" con los brackets SmartClip® y Carriere®

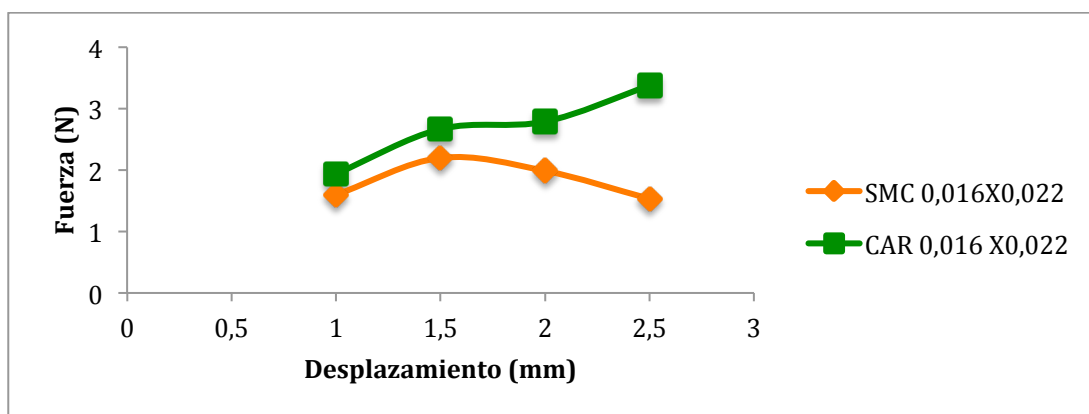


Figura 8. Curva descarga lingual de las combinaciones de alambres Níquel Titanio calibre 0,016 x 0,022" con los brackets SmartClip® y Carriere®

Tabla 3. Análisis de varianza de fuerza en carga vestibular a 1,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	104,349466	3	34,7831555	2053,16	0,0000
Intra grupos	0,609887489	36	0,016941319		
Total	104,959354	39	2,69126549		

Tabla 4. Análisis de varianza de fuerza en carga vestibular a 1,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028''

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	259,790836	3	86,5969453	2570,14	0,0000
Intra grupos	1,21296306	36	0,033693418		
Total	261,003799	39	6,6924051		

Tabla 5. Análisis de varianza de fuerza en carga vestibular a 2,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028''

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	413,398857	3	137,799619	2484,39	0,0000
Intra grupos	1,99678428	36	0,05546623		
Total	415,395642	39	10,6511703		

Tabla 6. Análisis de varianza de fuerza en carga vestibular a 2,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028''

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	543,760261	3	161,25342	2196,53	0,0000
Intra grupos	2,97064959	36	0,082518044		
Total	546,73091	39	140.187.413		

Tabla 7. Análisis de varianza de fuerza en descarga lingual a 2,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028''

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	25,8326728	3	8,61089093	130,25	0,0000
Intra grupos	2,37998551	36	0,066110709		
Total	28,2126583	39	0,723401495		

Tabla 8. Análisis de varianza de fuerza en descarga lingual a 2,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028''

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	21,4294616	3	7,14315388	222,54	0,0000
Intra grupos	1,15551687	36	0,032097691		
Total	22,5849785	39	0,579102013		

Tabla 9. Análisis de varianza de fuerza en descarga lingual a 1,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028''

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	34,7038918	3	11,5679639	222,54	0,0000
Intra grupos	0,415017477	36	0,011528263		
Total	35,1189093	39	0,900484853		

Tabla 10. Análisis de varianza de fuerza en descarga lingual a 1,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028''

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	23,7495692	3	7,91652307	614,95	0,0000
Intra grupos	0,463441281	36	0,012873369		
Total	24,2130105	39	0,620846423		

Tabla 11. Valores promedio y desviación estándar de fuerza en carga palatina y descarga vestibular para las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028''

Desplazamiento (mm)	0,016 pulgadas				0,016 x 0,022 pulgadas			
	SmartClip ®		Carriere ®		SmartClip ®		Carriere ®	
	Promedio (N)	Desviación Estándar	Promedio (N)	Desviación Estándar	Promedio (N)	Desviación Estándar	Promedio (N)	Desviación Estándar
1,0	1,095	0,076	0,864	0,247	4,319	0,098	3,749	0,101
1,5	1,939	0,079	1,406	0,246	6,597	0,205	5,801	0,161
2,0	2,739	0,067	1,919	0,250	8,772	0,338	7,351	0,341
2,5	3,298	0,044	2,331	0,184	10,823	0,496	9,105	0,569
2,5	1,844	0,091	1,553	0,059	2,239	0,345	1,509	0,725
2,0	1,456	0,347	1,194	0,078	2,113	0,235	1,769	0,395
1,5	1,056	0,034	0,85	0,098	2,245	0,137	1,873	0,213
1,0	0,577	0,034	0,484	0,143	1,728	0,092	1,626	0,108

La Tabla 11, muestra los valores promedio de fuerza durante la carga palatina y la descarga vestibular con los alambres Níquel Titanio 0,016 y 0,016x0,022 pulgadas con los dos brackets del estudio. La variación en cada combinación fue menor que en carga vestibular y descarga palatina. Todos los valores estuvieron entre aproximadamente 1% y 6% a excepción de las combinaciones con SmartClip® a 2,0 mm que estuvo en un poco menos de 24%. El cambio total de fuerza en el rango estudiado fluctuó entre -0,1 N y 1,3 N.

El primero de los valores correspondió a la combinación con brackets Carriere y alambres rectangulares. Al igual que lo ocurrido en la descarga lingual con las combinaciones con SmartClip, se presentó, en la parte inicial de la descarga, un incremento de la fuerza que luego

fue seguido por un descenso que llevó a los valores iniciales y finales a una cantidad muy cercana. Los valores de reducción total para combinaciones con alambres de sección circular estuvieron en 1,0 N y 1,3 N. para combinaciones con Carriere y SmartClip respectivamente.

Tabla 12. Diferencias promedio de fuerza en carga palatina y descarga vestibular entre los grupos de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

	Desplazamiento (mm)	Combinación alambre y bracket	SmartClip® 0,016"	SmartClip ® 0,016x0,022"
CARGA	1,0	Carriere ® 0,016"	-0,23 *	
		Carriere ® 0,016x0,022"		-0,569 *
	1,5	Carriere ® 0,016"	-0,532 *	
		Carriere® 0,016x0,022"		-0,796 *
	2,0	Carriere ® 0,016"	-0,62 *	
		Carriere® 0,016x0,022"		-1,421 *
DESCARGA	2,5	Carriere ® 0,016"	-0,966 *	
		Carriere® 0,016x0,022"		-1,718 *
	2,5	Carriere ® 0,016"	-0,29 *	
		Carriere® 0,016x0,022"		-0,73 *
	2,0	Carriere ® 0,016"	-0,261 *	
		Carriere® 0,016x0,022"		-0,343 *
	1,5	Carriere ® 0,016"	-0,206 *	
		Carriere® 0,016x0,022"		-0,372 *
	1,0	Carriere ® 0,016"	-0,093 *	
		Carriere ® 0,016x0,022"		-0,102 *

Las Figuras 9 y 10, muestran las curvas de descarga vestibular para todas las combinaciones del estudio. En todos los casos hubo diferencias significativas pero los patrones de descarga entre combinaciones con alambres de sección circular y rectangular fueron diferentes. Las combinaciones con alambres de sección circular hicieron descargas casi lineares y los mayores valores de fuerza entregada correspondieron a las combinaciones con brackets SmartClip (Tabla 12). Por otra parte en las combinaciones con alambres rectangulares las curvas tienen pendientes más bajas y un típico aumento de la fuerza con el incremento de la descarga. En descarga vestibular los valores de fuerza más altos fueron entregados en las combinaciones con brackets SmartClip (Tabla 12). Los valores de fuerza entregados en todos los casos fueron ligeras o moderadas. La máxima fuerza registrada fue para combinaciones de alambres rectangulares con brackets SmartClip a 2,5mm y 1,5mm con 2,2 N.

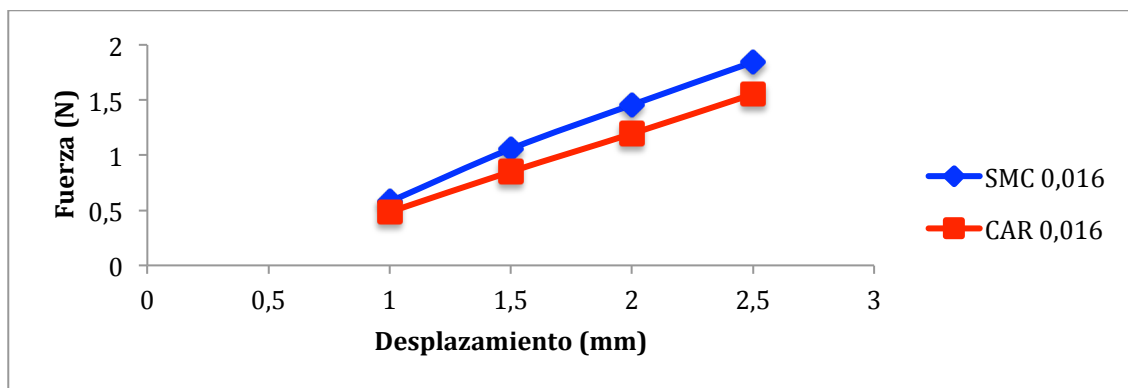


Figura 9. Curva descarga vestibular de las combinaciones de alambres Níquel Titanio calibre 0,016" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

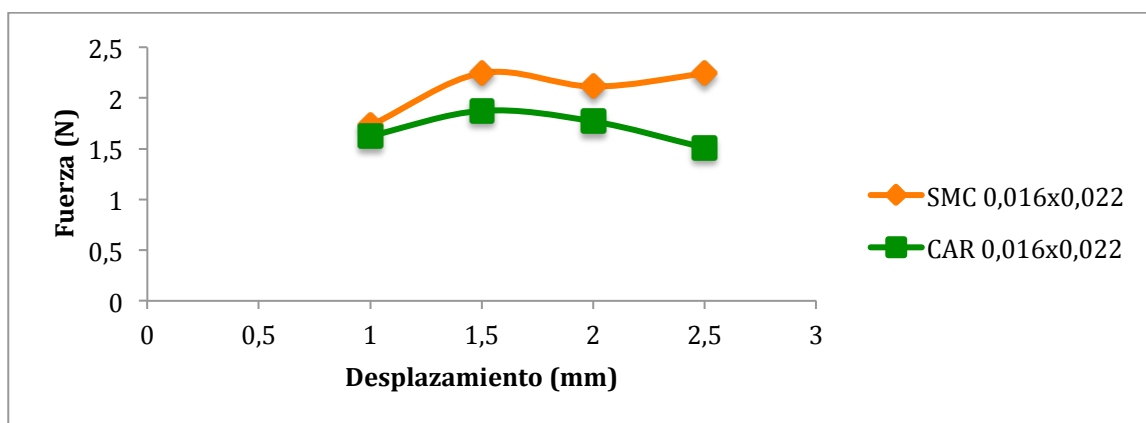


Figura 10. Curva descarga vestibular de las combinaciones de alambres Níquel Titanio calibre 0,016 x 0,022" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

Tabla 13. Análisis de varianza de fuerza en carga palatina a 1,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	95,1938886	3	31,7312962	1455,04	0,0000
Intra grupos	0,785084962	36	0,021807916		
Total	95,9789736	39	2,460999932		

Tabla 14. Análisis de varianza de fuerza en carga palatina a 1,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	209,472156	3	69,8240519	1962,12	0,0000
Intra grupos	1,28109974	36	0,035586104		
Total	210,753255	39	5,40392963		

Tabla 15. Análisis de varianza de fuerza en carga palatina a 2,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028''

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	342,058555	3	114,019518	1530,53	0,0000
Intra grupos	2,6818789	36	0,074496636		
Total	344,740433	39	6,63949629		

Tabla 16. Análisis de varianza de fuerza en carga palatina a 2,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028''

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	530,552819	3	176,85094	1167,02	0,0000
Intra grupos	5,45548559	36	0,151541267		
Total	536,008305	39	13,7438027		

Tabla 17. Análisis de varianza de fuerza en descarga vestibular a 2,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028''

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	3,39556529	3	1,1317951	6,89	0,0000
Intra grupos	5,91484563	36	0,164301267		
Total	9,31023092	39	0,23872387		

Tabla 18. Análisis de varianza de fuerza en descarga vestibular a 2,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028''

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	4,72838123	3	1,57612708	28,79	0,0000
Intra grupos	1,97069496	36	0,054741527		
Total	6,69907619	39	0,171771184		

Tabla 19. Análisis de varianza de fuerza en descarga vestibular a 1,5 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028''

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	13,1471613	3	4,3823871	232,67	0,0000
Intra grupos	0,67806181	36	0,018835449		
Total	13,8252375	39	0,354493268		

Tabla 20. Análisis de varianza de fuerza en descarga vestibular a 1,0 mm de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	13,418372	3	4,41394573	420,11	0,0000
Intra grupos	0,378238102	36	0,010506614		
Total	13,6200753	39			

Tabla 21. Diferencias en los valores de fuerza en descarga lingual y descarga vestibular entre mismo grupo de alambres 0,016" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

Desplazamiento (mm)	Diferencia	SmartClip®			Diferencia	Carriere®		
		Error estándar	t	Significancia		Error estándar	t	Significancia
2,5	0,371	0,236	15,721	*	-0,113	0,035	0,322	-
2,0	0,466	0,013	34,593	*	0,102	0,062	1,631	
1,5	0,528	0,011	47,698	*	0,17	0,722	2,352	
1,0	0,415	0,009	45,398	*	0,139	0,071	1,952	

*p ≤ 0,01

La tabla 21 y las figuras 11 y 12, muestran las diferencias entre los valores de fuerza en descarga lingual y descarga vestibular. Estas diferencias se obtuvieron haciendo comparaciones entre las combinaciones con cada bracket y geometría de la sección cruzada en todas las distancias estudiadas. Para alambres de sección circular la combinación con brackets SmartClip® presentó diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,01$) en todos los desplazamientos siendo mayor la fuerza entregada en descarga vestibular. Las combinaciones de alambres 0,016 pulgadas con brackets Carriere®, no mostraron diferencias entre descargas vestibular y lingual.

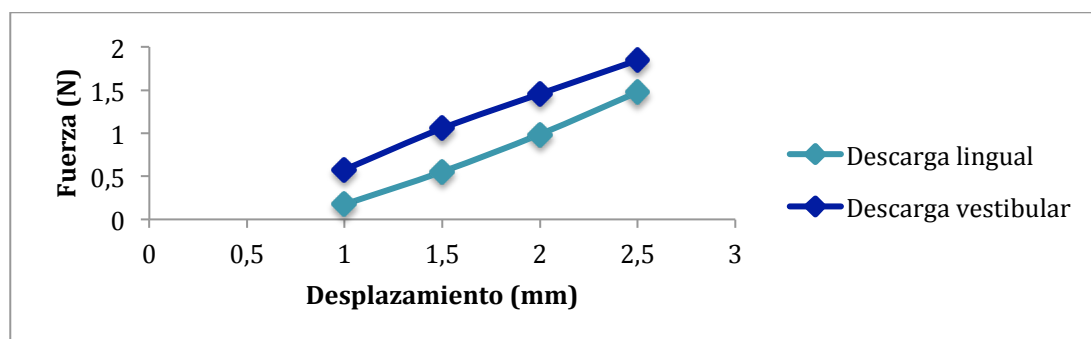


Figura 11. Diferencias descarga lingual y descarga vestibular de los alambres Níquel Titanio calibre 0,016" con brackets SmartClip®. MBT Slot 0.022x0.028"

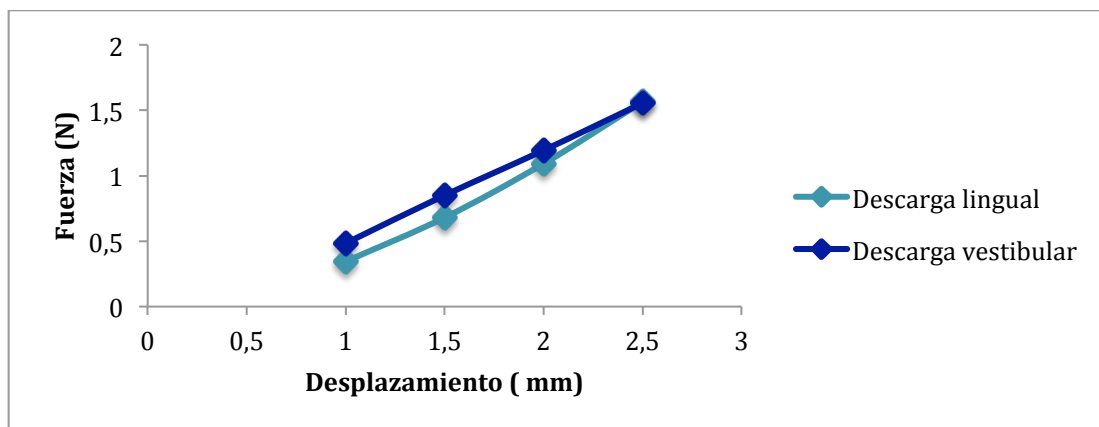


Figura 12. Diferencias descarga lingual y descarga vestibular de los alambres Níquel Titanio calibre 0,016" con brackets Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

Tabla 22. Diferencias en los valores de fuerza en descarga lingual y descarga vestibular entre mismo grupo de alambres 0,016 x 0,022" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

Desplazamiento (mm)	SmartClip®				Carriere®			
	Diferencia	Error estándar	t	Significancia	Diferencia	Error estándar	t	Significancia
2,5	0,706	0,108	6,479	*	-1,868	0,142	13,138	*
2,0	0,125	0,093	1,342		-1,019	0,081	-12,52	*
1,5	0,046	0,612	0,7587		-0,795	0,067	11,795	*
1,0	0,129	0,067	1,918		-0,314	0,045	-6,933	*

*p ≤ 0,01

En las combinaciones con alambres rectangulares hubo diferencias significativas en todas las distancias para las combinaciones con Carriere® (Figura 14 y Tabla 22) y solamente a 2,5mm para las combinaciones con SmartClip® (Figura 13 y Tabla 22).

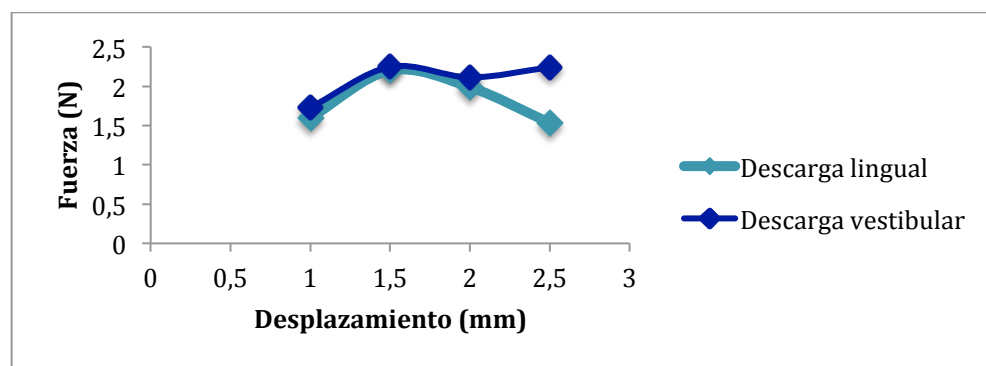


Figura 13. Diferencias descarga lingual y descarga vestibular de los alambres Níquel Titanio calibre 0,016 x 0,022" con brackets SmartClip® MBT Slot 0.022x0.028"

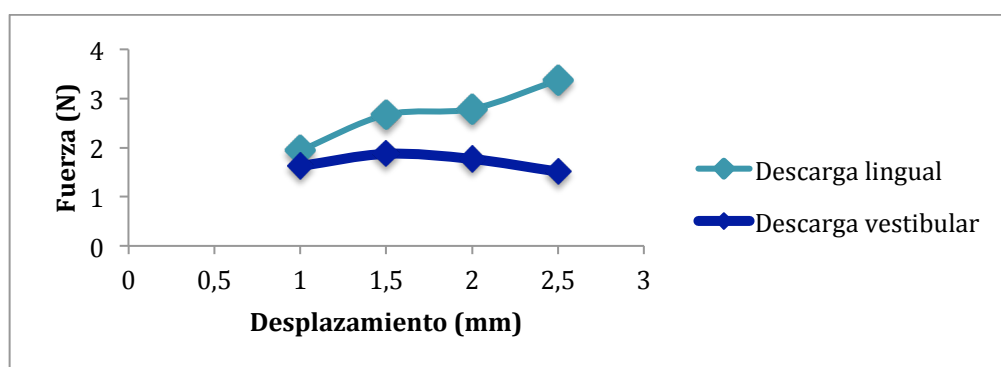


Figura 14. Diferencias descarga lingual y vestibular de los alambres Níquel Titanio calibre 0,016 x 0,022" con brackets Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

6.2. Valores de Rigidez

Tabla 23. Valores promedio y desviación estándar de la rigidez en carga vestibular y descarga lingual para las diferentes combinaciones de alambres, con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

	0,016 pulgadas				0,016 x 0,022 pulgadas			
	SmartClip ®		Carriere ®		SmartClip ®		Carriere ®	
	Promedio (N)	Desviación Estándar	Promedio (N)	Desviación Estándar	Promedio (N)	Desviación Estándar	Promedio (N)	Desviación Estándar
Carga Vestibular	1,094	0,038	1,032	0,984	4,376	0,137	3,645	0,186
Descarga lingual	0,750	0,155	0,684	0,038	1,026	0,099	1,353	0,137

La tabla 23, muestra los valores promedio y desviación estándar de rigidez durante la carga vestibular y descarga lingual de los alambres Níquel Titanio 0,016 y 0,016 x 0,022 pulgadas con los dos brackets del estudio. Los valores fueron muy parecidos para las combinaciones de ambos brackets con alambres de sección circular. En carga los valores fueron de un poco más de 1 N/mm y en descarga fueron menores un 25% para combinaciones con SmartClip® y un 32% para las de Carriere®. Con los alambres rectangulares los valores en carga fueron de 4,4 N/mm para combinaciones con SmartClip® y de 3,6 N/mm para las de Carriere®.

Las reducciones en descarga fueron del 77% en combinaciones con SmartClip® y del 64% en Carriere®. La variación fue en general pequeña excepto por la presente en la combinación Carriere® con alambres 0,016 pulgadas en carga vestibular. En resumen, los datos muestran que en alambres de sección circular las combinaciones con brackets SmartClip® se comportaron más rígidas que las combinaciones con Carriere® mientras que con alambres rectangulares los más rígidos fueron los de combinaciones con Carriere.

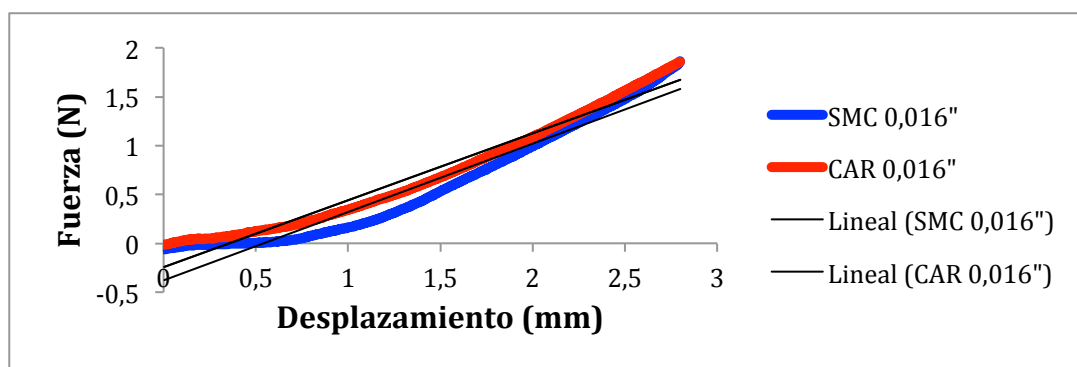


Figura 15. Rigidez descarga lingual de los alambres Níquel Titanio calibre 0,016" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

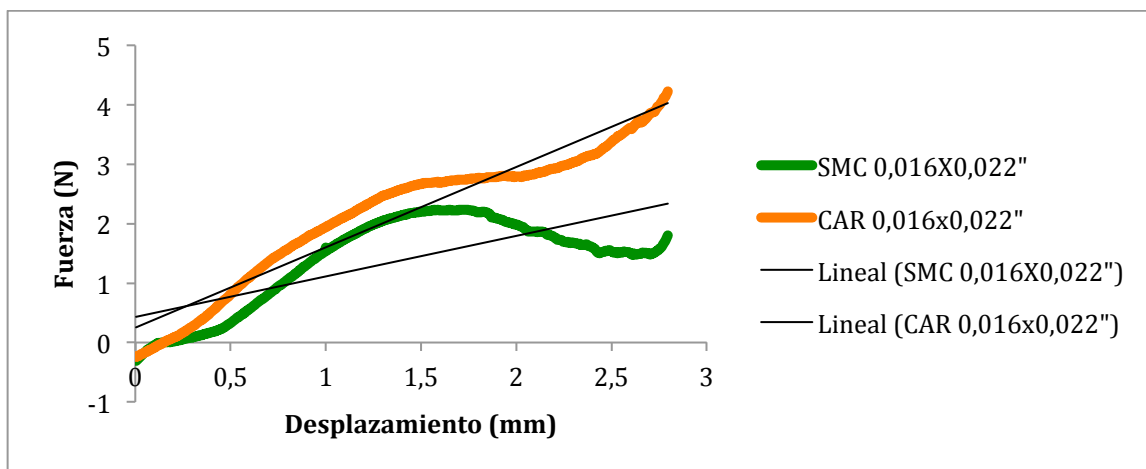


Figura 16. Rigidez en descarga lingual de los alambre 0,016x0,022" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

Tabla 24. Valores promedio y desviación estándar de la rigidez en carga palatina y descarga vestibular para las diferentes combinaciones de alambres, con los dos brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

	0,016 pulgadas				0,016 x 0,022 pulgadas			
	SmartClip ®		Carriere ®		SmartClip ®		Carriere ®	
	Prome dio (N)	Desviación Estándar	Promedio (N)	Desviación Estándar	Promedio (N)	Desviación Estándar	Promedio (N)	Desviación Estándar
Carga palatina	1,373	0,271	0,963	0,021	4,310	0,229	3,639	0,291
Descarga vestibular	0,825	0,011	0,696	0,007	1,397	0,053	0,564	0,300

La tabla 24, muestra los valores promedio y desviación estándar de rigidez durante la carga palatina y descarga vestibular de los alambres Níquel Titanio calibre 0,016" y 0,016 x 0,022" pulgadas con los dos brackets del estudio. SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028" Los valores, como era de esperarse fueron mayores en combinaciones con alambres rectangulares que de sección circular excepto para descarga vestibular en las combinaciones con Carriere. Las reducciones entre carga y descarga fluctuaron entre 28% y 84%. Los valores de rigidez en descarga palatina para combinaciones con alambres de sección circular fueron de 0,8 N/mm y 0,7 N/mm con SmartClip y Carriere respectivamente. Los valores correspondientes para alambres rectangulares fueron 1,4 N/mm para combinaciones con SmartClip y 0,6 N/mm para las de Carriere.

Al comparar los valores de rigidez se encontraron diferencias significativas entre ambas combinaciones tanto con alambres de sección circular como de sección rectangular.

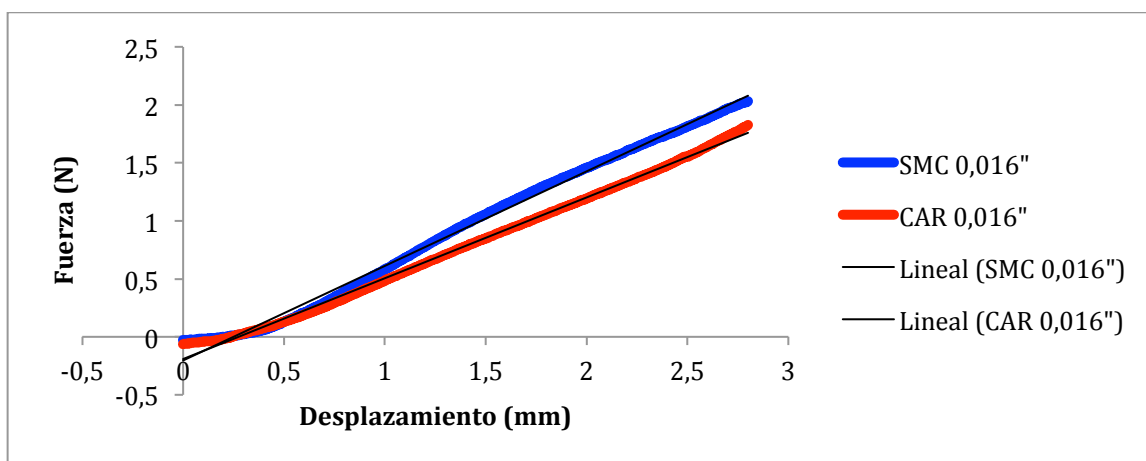


Figura 17. Rigidez descarga vestibular de los alambres Níquel Titanio calibre 0,016" con los brackets. SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

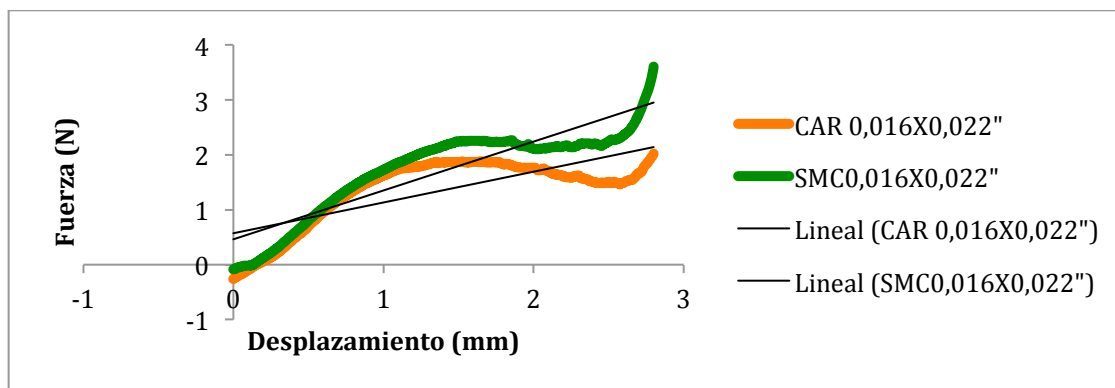


Figura 18. Rigidez descarga vestibular de alambres Níquel Titanio calibre 0,016x0,022" con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

Tabla 25. Diferencias de los valores promedio de rigidez entre los grupos de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

Carga /descarga	Combinación alambre / bracket	SmartClip® 0,016"	SmartClip® 0,016x0,022"
Carga vestibular	Carriere® 0,016"	-0,062 *	
	Carriere® 0,016x0,022"		-0,731 *
Descarga lingual	Carriere® 0,016"	-0,065 *	
	Carriere® 0,016x0,022"		0,326 *
Carga palatina	Carriere® 0,016"	-0,41 *	
	Carriere® 0,016x0,022"		-0,671 *
Descarga vestibular	Carriere® 0,016"	-0,129 *	
	Carriere® 0,016x0,022"		-0,833 *

La tabla 25, muestra las diferencias de los valores promedio de rigidez en carga vestibular y descarga lingual; carga palatina y descarga vestibular, entre los grupos con los alambres y brackets del estudio y su significancia ($p \leq 0,01$). Cada valor registrado, representó la diferencia promedio de rigidez entre la comparación de las combinaciones: alambres 0,016 pulgadas con brackets SmartClip® y Carriere®; alambres 0,016x0,022" con brackets SmartClip® y Carriere®. Todas las diferencias fueron pequeñas, entre -0,1 N y -0,4 N y estadísticamente significativas.

Hubo diferencias significativas en las combinaciones de alambres 0,016 pulgadas al comparar brackets Carriere® con SmartClip® tanto en carga como en descarga la rigidez fue mayor para los brackets SmartClip®, este aumento de rigidez también se observó para los brackets SmartClip® con el alambre 0,016x0,022 pulgadas, excepto en la descarga lingual fue mayor la rigidez para los brackets Carriere®.

Tabla 26. *Análisis de varianza de rigidez en carga vestibular de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"*

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	89,5586735	3	29,8528912	1846,51	0,0000
Intra grupos	0,582020235	36	0,016167229		
Total	90,1406937	39	2,31129984		

Tabla 27. *Análisis de varianza de rigidez en descarga lingual de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"*

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	2,7859592	3	0,928653067	121,24	0,0000
Intra grupos	0,2754214	36	0,007659504		
Total	3,06170134	39	0,078505163		

Tabla 28. *Análisis de varianza de rigidez en carga palatina de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"*

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	81,8718863	3	27,2906288	787,23	0,0000
Intra grupos	1,24799424	36	0,034666507		
Total	83,1198805	39	2,13127899		

Tabla 29. *Análisis de varianza de rigidez en descarga vestibular de las diferentes combinaciones de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"*

Fuente	SS	df	MS	F	Prob > F
Entre grupos	4,03727986	3	1,34575995	57,67	0,0000
Intra grupos	0,840048502	36	0,023334681		
Total	4,67732636	39	0,125059702		

Tabla 30. *Diferencias de los valores de rigidez en descarga lingual y descarga vestibular entre el mismo grupo de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"*

Alambre	Bracket	Diferencia	Error estándar	t	Significancia
0,016"	SmartClip ®	0,748	0,072	10,316	*
	Carriere ®	0,011	0,011	1,005	
0,016x0,022"	SmartClip ®	0,37	0,025	14,469	*
	Carriere ®	-0,788	0,056	13,869	*

La tabla 30 y la figura 19, muestran las diferencias entre los valores de rigidez en descarga lingual y descarga vestibular, entre el mismo grupo de alambres y brackets del estudio. Todas las diferencias fueron estadísticamente significativas excepto para la combinación de alambres 0,016 pulgadas y brackets Carriere. Las diferencias fluctuaron entre -0,8 N y 0,4 N. Como se aprecia en la figura 19 los promedios para descarga vestibular fueron mayores que para descarga lingual en SmartClip tanto en alambres de sección circular como rectangular. Con relación a Carriere no hubo diferencias en alambres de sección circular y en rectangulares fueron mayores los valores para descarga lingual.

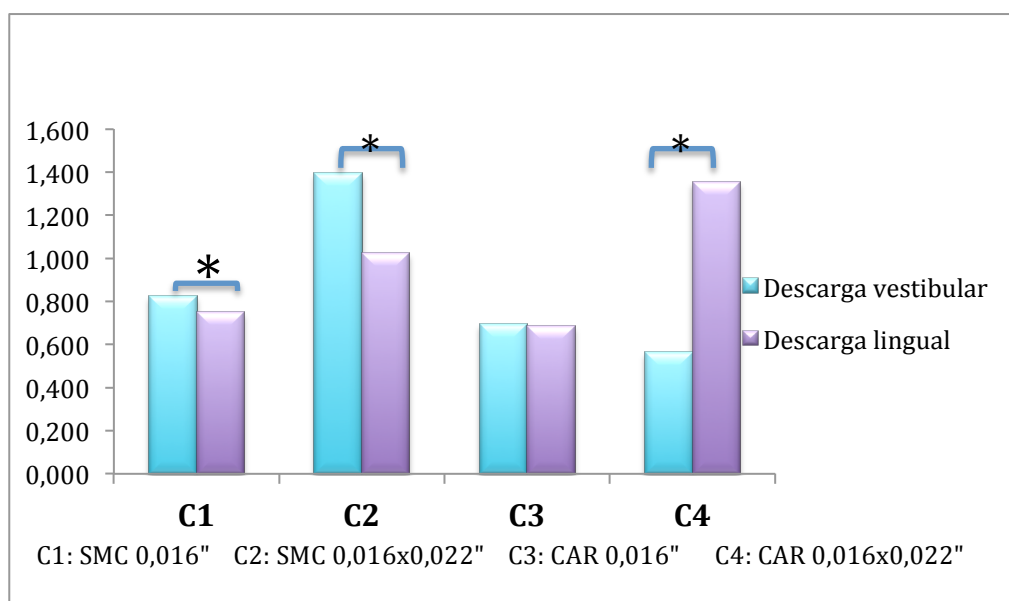


Figura 19. Diferencias de rigidez en descarga lingual y vestibular entre mismo grupo de alambres con los brackets SmartClip® y Carriere® MBT Slot 0.022x0.028"

7. Discusión

Este estudio tuvo un modelo experimental *in vitro* con cinco brackets de autoligado pasivo y alambres de Níquel Titanio de dos geometrías diferentes, simulando movimientos de primer orden, tomando cuatro puntos de referencia durante el desplazamiento, determinando el comportamiento en los valores de fuerza y rigidez de los alambres durante la carga y la descarga. El desplazamiento del alambre se realizó en un modelo con el movimiento de un solo bracket.(13)(32)(33). Las pruebas se realizaron en el mismo momento, bajo igual condición de temperatura y utilizando alambres con igual lote, por lo cual se asume que las diferencias en los niveles de fuerza se deben a la fricción.

Los resultados mostraron que los valores de fuerza y rigidez variaron durante el desplazamiento. Este comportamiento, se asocia a características como la combinación entre el alambre y el tipo de bracket, la resistencia friccional, la geometría de los alambres, el diseño del bracket, su composición, modo de fabricación, método de ligado, tamaño meso-distal, y distancia interbracket, condiciones que inciden directamente en la resistencia friccional.(17)(27)(29)

Estudios reportan que los brackets autoligables pasivos brindan ventajas, entre ellas dar seguridad a los alambres y generar baja fricción.(12)(16)(20)(34)(35)

La resistencia friccional o la resistencia al deslizamiento se puede medir indirectamente, a partir del comportamiento de los alambres en fuerza y rigidez durante la carga y la descarga. Una de las propiedades básicas de los alambres es la rigidez, ésta se expresa como la pendiente de la línea de tendencia de la carga o la descarga. (17) Se considera que a mayor fuerza en carga de un alambre, existe mayor resistencia friccional; contrario en descarga, a mayor fricción menor fuerza entrega el alambre.

Los análisis, se realizaron comparando el comportamiento de cada uno de los alambres con los dos tipos de brackets a fin de encontrar diferencias. Se observó que el comportamiento de la curva carga/descarga para la combinación de alambres Níquel Titanio calibre 0,016” y 0,016x0,022” con los brackets fue similar, éstas curvas se presentaron como se ha reportado en la literatura.(11)(17)(18)(33) La fuerza de carga, clínicamente se puede describir como la fuerza requerida durante el desplazamiento del alambre hasta ser incorporado en el slot del bracket, estando el diente en una posición vestibular o palatina, y la descarga, hace referencia a la fuerza entregada del alambre durante el desplazamiento que se produce inmediatamente posterior a la carga y por el cual se genera un movimiento, resultando en el cambio de la posición inicial del diente. Razón por lo cual la descarga es uno de los factores más importantes y evaluados en esta investigación.

Se encontró que los alambres Níquel Titanio calibre 0,016” y 0,016x0,022” en combinación con los brackets Carriere® y SmartClip® MBT Slot 0.022x0.028” pasivos tuvo diferencias estadísticamente significativas. Durante la carga vestibular y la descarga lingual con alambres 0,016” los mayores valores de fuerza se presentó con los brackets Carriere®, y en descarga lingual el menor valor de fuerza se evidenció con los brackets SmartClip®. Este comportamiento durante la descarga lingual también se evidenció para la combinación de alambres rectangulares calibre 0,016x0,022” Níquel Titanio con los brackets SmartClip®, por lo cual se asume que los brackets SmartClip®, generaron mayor fricción durante la descarga lingual al entregar menor fuerza durante el desplazamiento.

Contrario para la carga palatina y descarga vestibular a pesar de que la curva tuvo comportamientos similares, los valores fueron diferentes en las combinaciones. Los mayores valores de fuerza en carga palatina se registró en alambres calibre 0,016” y 0,016x0,022” Níquel Titanio con los brackets SmartClip®, y en descarga la menor fuerza se registró para ambos calibres de alambres con los brackets Carriere®. Estas diferencias pueden ser atribuibles a las características de los brackets. (12)(16)(20)

En este estudio se evidenció que la los valores de fuerza fueron mayores cuando se utilizó un alambre de mayor calibre con los mismos tipos de brackets, esto coincide con los estudios de Lombardo y colaboradores, demostrando que la fuerza de los alambres Níquel Titanio superelásticos se incrementa con el aumento del diámetro, y que un incremento de 0,002” de diámetro genera un aumento del 50% de la fuerza. (33)

Según Hisham M. Badawi y colaboradores, las variaciones entre los brackets, es debido principalmente al proceso de fabricación, donde se afecta la estructura del bracket, en especial el

tamaño del slot.(36) Mendes y colaboradores en 2014 realizaron una investigación donde mostraron que los procesos de manufactura de los brackets metálicos no son perfectos y pueden dar lugar a brackets que exhiben marcas y defectos en su estructura, lo que podría comprometer el correcto asentamiento del alambre en el slot.(37)

Los resultados de las pruebas al comparar el mismo grupo de brackets para fuerza en descarga vestibular y lingual, determinó diferencias estadísticamente significativas ($*p \leq 0,01$) durante todo el desplazamiento para los grupos calibre 0,016" Níquel Titanio con SmartClip®, y calibre 0,016 x 0,022" Níquel Titanio con Carriere® en los cuales los menores valores de fuerza fueron entregados en la descarga vestibular.

La combinación 0,016x0,022" SmartClip® tuvo diferencias significativas sólo en el desplazamiento a 2,5 milímetros y el menor valor se registró en la descarga lingual. Contrariamente para el grupo 0,016" con Carriere®, donde no se presentó ninguna diferencia estadística. Esto demostró que durante la descarga los patrones del comportamiento son diferentes y que en dos grupos con diferente calibre de alambre y diferente tipo de bracket se presentó mayor fricción en la descarga vestibular, y sólo un grupo presentó mayor fricción en el inicio de la descarga lingual, estas diferencias pueden ser atribuibles a la geometría del arco, distancia inter bracket, el área de contacto, rugosidad de la superficie, la rigidez del alambre, el binding y el notching, el coeficiente de fricción. (8)(12)(17) Cuando el alambre se contacta con el clip o tapa del bracket de autoligado, la resistencia al deslizamiento depende del tamaño del alambre, el diseño del bracket y la combinación de los materiales.(29)

Muguruma y Tselepis, determinaron que el nivel de fricción es considerado de origen multifactorial, y se asocia a factores como tamaño, forma y material del alambre, características del bracket, la angulación del alambre dentro del slot del bracket, los cambios en la forma del alambre, sequedad o humedad del medio oral y presencia de cubiertas superficiales en los alambres.(7)(8)

Park, et al, reportó que los alambres rectangulares o de mayor calibre producen mayor fricción que los redondos, al presentar mayor área de contacto del alambre con el slot de los brackets (9), y que los alambres redondos tienen mayor capacidad o permiten una mayor angulación que los alambres rectangulares.(29) Henao y Kusy, en su estudio evidenciaron que los alambres de menor calibre producen valores mas bajos de fuerza y que los valores de fuerza de los alambres rectangulares aumentó en la medida que aumentaron de calibre, de igual modo el calibre del slot del bracket, es un factor importante en la resistencia al deslizamiento, a mayor calibre del slot se presenta mayor espacio libre.(29)

En este estudio al evaluar la rigidez, se encontraron diferencias estadísticamente significativas. En la descarga lingual, los mayores valores de rigidez se registraron en la combinación de alambres 0,016" con los brackets SmartClip®, y para 0,016x0,022" con los brackets Carriere®. En la descarga vestibular también se registro para la misma combinación de alambres 0,016" con los brackets SmartClip®, pero varió para los alambres 0,016x0,022" ya que la rigidez fue mayor con los brackets SmartClip®. Sin embargo; las comparaciones de rigidez entre los mismos grupos determinaron las diferencias entre descarga vestibular y lingual.

Los resultados mostraron que hubo diferencias estadísticamente significativas. En los grupos de alambres 0,016" y 0,016x0,022" con los brackets SmartClip® la mayor rigidez se registró en la descarga vestibular. En el grupo de alambres 0,016x0,022" con los brackets Carriere®, la mayor rigidez se mostró en la descarga lingual. El grupo de alambres 0,016" con brackets Carriere®, no hubo ninguna diferencia estadísticamente significativa entre la descarga vestibular y lingual. La rigidez es un valor entre la fuerza aplicada y el desplazamiento que se obtuvo por la aplicación de esa fuerza, mientras más alto sea el valor más rígido es el alambre. Se ha reportado que las aleaciones de níquel titanio se encuentran dentro de las que presentan alta fricción.(9)(17)(33)

Los brackets SmartClip®, en su diseño presentan un clip distal y mesial, compuesto por Níquel Titanio, (38) se ha reportado que ésta aleación produce mayor fricción(9)(17), Yeh y colaboradores, (2007) concluyeron que el clip aumenta el ancho meso-distal del bracket, razón por la cual la distancia interbracket disminuye, aumentando la rigidez, al presentar el alambre una menor longitud en este espacio, y en consecuencia el aumento de la resistencia friccional.(13)(39)

Sin embargo estudios comparativos entre brackets de autoligado y brackets convencionales, concluyen que los valores de fuerza son más bajos en los brackets autoligables cuando se combinan con alambres de menor calibre; mientras que el comportamiento con alambres de mayor calibre los valores de fuerza son comparables a las mostradas con brackets convencionales.(29)

Estudios han determinado que el diseño de brackets autoligables con tapa obtuvieron mejores resultados que aquellos con clips.(29) Una de las características de los brackets Carriere®, es que dentro de su composición son libres de níquel y el diseño de los bordes mesial y distal del slot han sido biselados, reduciendo el ángulo de contacto crítico, permitiendo un deslizamiento libre.(40) Estas características pudieron haber influido en el estudio ya que al analizar el comportamiento con los alambres de calibre 0,016", fue el único grupo de brackets que no presentó diferencias estadísticamente significativas durante la rigidez en la descarga.

7.1. Conclusiones. Los estudios in vitro, permiten analizar el comportamiento de los alambres en combinación con los brackets, generando valores de fuerza durante la carga y descarga, para así realizar comparaciones y determinar la resistencia friccional.

Los valores de fuerza y rigidez, se incrementaron en la medida que aumentó el calibre del alambre independientemente del bracket empleado.

La resistencia friccional en los alambres de Níquel Titanio calibre 0,016" y 0,016 x 0,022" presentaron comportamientos diferentes al ser evaluados en combinación con brackets de autoligado pasivo, éstas diferencias están directamente relacionadas con las características del bracket.

La mayor resistencia friccional descarga lingual se presentó en la combinación de alambres de Níquel Titanio calibre 0,016" y 0,016 x0,022" con los brackets SmartClip® y en descarga vestibular en las combinaciones de alambres Níquel Titanio calibre 0,016" y 0,016 x0,022" con los brackets Carriere®. MBT Slot 0.022" x 0.028

La mayor rigidez en descarga lingual se presentó en alambres rectangulares con los brackets Carriere® y en alambres redondos con brackets SmartClip® y en la descarga vestibular se presentó en ambos calibres de alambres con los brackets SmartClip®. MBT Slot 0.022” x 0.028

7.2. Recomendaciones. Realizar estudios con alambres de **Níquel Titanio** de diferentes casas comerciales a fin de evaluar su comportamiento y si se presentan diferencias con los mismos brackets autoligables pasivos.

Realizar estudios comparativos para determinar la resistencia friccional de los alambres con diferentes tipos de aleaciones y del mismo calibre con brackets autoligables pasivos y muestras de mayor tamaño con diferentes grupos de Brackets.

Investigar las diferencias de la resistencia friccional entre diferentes calibres de alambres y aleaciones con brackets autoligables pasivos y activos.

8. Referencias Bibliográficas

1. Kalajzic, Z., Peluso, E. B., Utreja, A., Dymont, N., Nihara, J., Xu, M., & Wadhwa, s. Effect of cyclical forces on the periodontal ligament and alveolar bone remodeling during orthodontic tooth movement. *The Angle Orthod.* 2013; 84(2), 297-303.
2. Murphy, C. A., Chandhoke, T., Kalajzic, Z., Flynn, R., Utreja, A., Wadhwa, S. & Uribe, F. Effect of corticision and different force magnitudes on orthodontic tooth movement in a rat model. *Am J of Orthod and DentOrthop.* 2014; 146(1), 55-66.
3. Gandini, P., Orsi, L., Bertoncini, C., Massironi, S., & Franchi, L. In vitro frictional forces generated by three different ligation methods. *The Angle Orthod.* 2008; 78(5), 917-921.
4. Nimeri, G., Kau, C. H., Abou-Kheir, N. S., & Corona, R. Acceleration of tooth movement during orthodontic treatment-a frontier in orthodontics. *Departament of Orthodontics. University of Alabama.* 2013; 14, 42.
5. Burrow, S. J. Canine retraction rate with self-ligating brackets vs conventional edgewise brackets. *The Angle Orthodontist.* 2010; 80(4), 626-633.
6. Isaacson, R. J., Lindauer, S. J., & Davidovitch, M. On tooth movement *The Angle Orthod.* 1993; 63(4), 305-309.
7. Muguruma, T., Iijima, M., Brantley, W. A., Ahluwalia, K. S., Kohda, N., & Mizoguchi, I. Effects of third-order torque on frictional force of self-ligating brackets. *The Angle Orthod.* 2014; 84(6), 1054-1061.
8. Tselepis, M., Brockhurst, P., & West, V. C. The dynamnic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J of Orthod and DentOrthop.* 1994; 106(2), 131-138.
9. Park, J. H., Lee, Y. K., Lim, B. S., & Kim, C. W. Frictional forces between lingual brackets and archwires measured by a friction tester. *The Angle Orthod.* 2004; 74(6), 816-824.
10. Kusy, R. P. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *The Angle Orthod.* 1997; 67(3), 197-207.
11. Gurgel, J. D. A., Kerr, S., Powers, J. M., & Lecrone, V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J of Orthod and DentOrthop.* 2001; 120(4), 378-382.
12. HARRADINE, N. The history and development of self-ligating brackets. In *Seminars in Orthodontics.* 2008; Vol. 14, No. 1, pp. 5-18.
13. Sandoval, A., Méndez, L., Herrera, M., & Pardo, M. Evaluación indirecta de la fuerza friccional en brackets de autoligado y convencionales. Estudio in vitro. *Revista Colombiana de Investigación en Odontología.* 2013; 4(12), 152-160.

14. Rendón Arias, L. A., Cano Correa, G. A., Jaramillo Vallejo, P. M., García García, C., & Montoya Góez, Y. Evaluación in vitro de la resistencia friccional entre brackets cerámicos y arcos de acero inoxidable con y sin recubrimiento vítreo aplicado por el método Sol-Gel. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia. 2008; 20(1), 58-71.
15. Gregoret J, Tuber E, Escobar H. El tratamiento ortodóncico con arco recto. Madrid. NM Ediciones. 2003; Pág. 53-63.
16. Eliades T, Pandis N. Self-ligation in Orthodontics. A Jhon Wiley & Sons, Ltda. Publication. 2009. Pág. 1-18.
17. Uribe Restrepo GA. Ortodoncia teoría y clínica. 2ª Ed. Medellín: CIB, 2010. Pág. 384-425.
18. Proffit W, Field H, Sarver D. Ortodoncia Contemporánea. 4ª Ed. Barcelona: Elsevier Mosby, 2008. Pág. 359-394.
19. Nanda R. Biomecánica en ortodoncia clínica. Buenos Aires: Médica Panamericana, 1998. Pág. 1-12 y 175-193.
20. Andreasen, G. F., & Amborn, R. M. Aligning, leveling, and torque control-a pilot study. The Angle Orthod. 1989; 59(1), 51-60.
21. Graber T.M. Swan B. Ortodoncia Principios Generales y Técnicas. Buenos Aires: Panamericana, 1992.
22. Camargo, L., García, S., Peláez, A., García, C., & Oberti, G. Fricción durante la retracción de caninos en ortodoncia: revisión de literatura. CES Odontología. 2007; 20(2), 57-63.
23. Oliver, C. L., Daskalogiannakis, J., & Thompson, B. D. Archwire depth is a significant parameter in the frictional resistance of active and interactive, but not passive, self-ligating brackets. The Angle Orthod. 2011; 81(6), 1036-1044
24. Leal, R. C., Amara L, F. L., França, F. M., Basting, R. T., & Turssi, C. P. Role of lubricants on friction between self-ligating brackets and archwires. The Angle Orthod. 2014; 84(6), 1049-1053.
25. Max H. A comparison of different ligation methods on friction. Am J Orthod. 2006; 130: 666-670.
26. DE Franco DJ. Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. The Angle Orthod. 1995; 65: 63-72.
27. Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. The Angle orthod. 1996; 66: 215-222.
28. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness of orthodontic system. J. Biomech. 1990;

9: 913-925.

29. Henao, S. P., & Kusy, R. P. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. *The Angle Orthod.* 2004; 74(2), 202-211.

30. Heo, W., & Baek, S. H. Friction properties according to vertical and horizontal tooth displacement and bracket type during initial leveling and alignment. *The Angle Orthod.* 2011; 81(4), 653-661.

31. Thomas. A Comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *European J Orthod* 1998; 20: 589-596.

32. Chang, C. J., Lee, T. M., & Liu, J. K. Effect of bracket bevel design and oral environmental factors on frictional resistance. *The Angle Orthod.* 2013; 83 8(6), 956-965.

33. Lombardo, L., Marafioti, M., Stefanoni, F., Mollica, F., & Siciliani, G. Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires. *The Angle Orthod.* 2011, 82 (3) 507-521.

34. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to selfligating brackets. *Eur J Orthod.* 1998; (20) 283–291.

35. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and selfligation bracket systems. *Am J of Orthod and DentOrthop.* 1994; (106) 472– 480.

36. Wahab, R. M. A., Idris, H., Yacob, H., & Ariffin, S. H. Z. Comparison of self-and conventional-ligating brackets in the alignment stage. *Eur J Orthod.* 2012: 34(2), 176-181.

37. Mendes, B. D. A. B., Ferreira, R. A. N., Pithon, M. M., HORTA, M. C. R., & Oliveira, D. D. Physical and chemical properties of orthodontic brackets after 12 and 24 months: in situ study. *Journal of Applied Oral Science*, 2014. 22(3), 194-203.

38. 3MSM Health Care Academy. 3M™ Self-Ligating Appliances with Intelligent Clip Technology [Internet] London 3M Oral Care. [26 Noviembre 2016] <http://multimedia.3m.com/mws/media/682022O/3m-self-ligating-appliances-technique-guide.pdf>.

39. Yeh, C. L., Kusnoto, B., Viana, G., Evans, C. A., & Drummond, J. L. In-vitro evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. *Am J of Orthod and DentOrthop*, 2007. 131(6), 704-711.

40. Ortho-Organizers. The Carriere Self-Ligating Bracket System shifting the way you think about orthodontics [Internet] [26 de Noviembre de 2016] <http://www.ortho-organizers.de/fileadmin/kataloge/Carriere.pdf>

Apéndices

Apéndices A. Cuadro Operacionalización De Variables

VARIABLE	TIPO DE VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	NATURALEZA NATURALEZA	ESCALA DE MEDICIÓN	VALOR QUE ASUME
Resistencia friccional	Dependiente	Resistencia que se opone al deslizamiento, se presenta cuando un cuerpo se desliza sobre otro,(arco-bracket). Fuerza que actúa paralela a la dirección del movimiento.	Resistencia friccional generada entre brackets autoligables y arcos de NITI registrados por el INSTRON.	Cuantitativa	Continua	Newtons (N)
Fuerza carga	Dependiente	Valores de fuerza registrados ante una carga en una extensión de 0 a 3 mm.	Valores de fuerza registrados cuando un alambre es sometido a carga tomados a 1.0,1.5, 2.0, 2.5 mm.	Cuantitativa	Continua	Newtons (N)
Fuerza descarga	Dependiente	Valores de fuerza registrados ante la descarga en una extensión de 3 a 0 mm.	Valores de fuerza registrados cuando un alambre es sometido a descarga tomados a 2.5, 2.0,1.5,1.0 mm.	Cuantitativa	Continua	Newtons (N)
Rigidez carga	Dependiente	Pendiente del área martensítica de alta rigidez ante la carga	Comportamiento de los alambres al ser sometidos a carga en una extensión de 0 a 3 mm.	Cuantitativa	Continua	Newtons (N)
Rigidez descarga	Dependiente	Pendiente del área martensítica de alta rigidez ante la descarga	Comportamiento de los alambres al ser sometidos a descarga en una extensión de 3 a 0 mm.	Cuantitativa	Continua	Newtons (N)
Geometría de arco NITI	Independiente	Forma de arco de NITI	Comparación entre arcos Niti redondos y rectangulares.	Cualitativa	Nominal	Pulgadas Redondo: 0.016” Rectangular: 0.016 x 0.022”

Apéndice B. Instrumento de recolección de la información.**Planilla de recolección de datos**

TITULO: “Resistencia friccional de alambres de Níquel Titanio en brackets autoligables en movimientos de primer orden.”

Brackets autoligables SmartClip	Número de prueba	Arco NiTi Redondo	Movimiento primer orden				
			Extensión	Carga Vestibular	Descarga Vestibular	Carga Palatino	Descarga Palatino
1	1	0.016"	1.0 mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	2	0.016"	1.0 mm				
			1.5 mm				
			2.0 mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	3	0.016"	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	4	0.016	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	5	0.016"	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	6	0.016"	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	7	0.016"	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	8	0.016"	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	9	0.016"	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	10	0.016"	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				

TITULO: “Resistencia friccional de alambres de Níquel Titanio en brackets autoligables en movimientos de primer orden.”

Brackets autoligables SmartClip	Número de prueba	Arco NiTi Rectangular	Movimiento primer orden				
			Extensión	Carga Vestibular	Descarga Vestibular	Carga Palatino	Descarga Palatino
	1	0.016 x 0.022”	1.0 mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	2	0.016 x 0.022”	1.0 mm				
			1.5 mm				
			2.0 mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	3	0.016 x 0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	4	0.016 x 0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	5	0.016 x0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	6	0.016 x0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	7	0.016 x0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	8	0.016 x 0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	9	0.016 x 0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	10	0.016 x 0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				

TITULO: “Resistencia friccional de alambres de Níquel Titanio en brackets autoligables en movimientos de primer orden.”

Brackets autoligables Carriere	Número de prueba	Arco NiTi Redondo	Movimiento primer orden				
			Extensión	Carga Vestibular	Descarga Vestibular	Carga Palatino	Descarga Palatino
	1	0.016"	1.0 mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	2	0.016"	1.0 mm				
			1.5 mm				
			2.0 mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	3	0.016"	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	4	0.016	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	5	0.016"	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	6	0.016"	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	7	0.016"	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	8	0.016"	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	9	0.016"	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	10	0.016"	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				

TITULO: “Resistencia friccional de alambres de Níquel Titanio en brackets autoligables en movimientos de primer orden.”

Brackets autoligables Carriere	Número de prueba	Arco NiTi Rectangular	Movimiento primer orden				
			Extensión	Carga Vestibular	Descarga Vestibular	Carga Palatino	Descarga Palatino
	1	0.016 x 0.022”	1.0 mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	2	0.016 x 0.022”	1.0 mm				
			1.5 mm				
			2.0 mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	3	0.016 x 0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	4	0.016 x 0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	5	0.016 x0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	6	0.016 x0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	7	0.016 x0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	8	0.016 x 0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	9	0.016 x 0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				
	10	0.016 x 0.022”	1.0mm				
			1.5mm				
			2.0mm				
			2.5mm				
			3.0mm				

Apéndice C. Análisis Univariado

VARIABLES	CLASIFICACIÓN SEGÚN SU NATURALEZA	MEDICIÓN
Resistencia friccional	Cuantitativa	Promedio, Desviación estándar Mínimo, Máximo
Fuerza carga	Cuantitativa	Promedio, Desviación estándar Mínimo, Máximo
Fuerza descarga	Cuantitativa	Promedio, Desviación estándar Mínimo, Máximo
Rigidez carga	Cuantitativa	Promedio, Desviación estándar Mínimo, Máximo
Rigidez descarga	Cuantitativa	Promedio, Desviación estándar Mínimo, Máximo

Apéndice D. Análisis Bivariado

VARIABLE 1	VARIABLE 2	PRUEBA
Resistencia friccional	Geometría de arco	t de Student o Wilcoxon
Fuerza carga	Geometría de arco	t de Student o Wilcoxon
Fuerza descarga	Geometría de arco	t de Student o Wilcoxon
Rigidez carga	Geometría de arco	t de Student o Wilcoxon
Rigidez descarga	Geometría de arco	t de Student o Wilcoxon