

FUERZA DE DESCARGA ENTRE BRACKETS DE AUTOLIGADO DE DIFERENTES PRESCRIPCIONES, CON ALAMBRES NIQUEL TITANIO DE DIFERENTES CALIBRES

Londoño L^{1.}, Medina D^{1.}, Pardo M^{2.}, Bermúdez A^{3.}, Valenzuela P^{4.}, A. Suárez A^{5.}

1. Odontólogas. Residentes Posgrado de Ortodoncia PUJ.
2. Odontólogo Universidad Nacional. Ortodoncista Universidad de Antioquia
3. Odontólogo Universidad Nacional. Periodoncia e implantología Oral Colegio Odontológico Colombiano Unicoc. Ortodoncia y ortopedia maxilar Universidad Nacional.
4. Odontóloga Pontificia Universidad Javeriana. Ortodoncista Universidad el Bosque. Especialista en Docencia universitaria UnBosque. ExProfesor asistente Unbosque. Profesor asistente y coordinadora posgrado de Ortodoncia U Javeriana. Diplomatura en Crecimiento y Desarrollo CES
5. Odontóloga-Epidemióloga U. El Bosque. MS(c) en Salud pública. Docente Posgrado PUJ

Resumen:

Antecedentes Durante algunos movimientos dentales se produce un deslizamiento entre el arco de alambre y el bracket, lo que hace que se presente fricción, resultando en una modificación de la fuerza aplicada a los dientes. La fricción junto con otros factores como el *binding* y el *notching* constituyen la resistencia friccional que aumenta la fuerza con la que se activa el arco de alambre y reduce la fuerza de descarga. Como una forma de reducir los ajustes necesarios en los arcos de alambre, los fabricantes de brackets incorporaron diseños especiales en las ranuras para lograr posicionamiento adecuado de los dientes en los tres planos del espacio; estas incorporaciones recibieron el nombre de prescripciones, las cuales han sido variadas y llegando a ser rutinarias en la práctica clínica. Dado que estas prescripciones pueden afectar los componentes de la resistencia friccional, su impacto debe ser estudiado. **Objetivo:** Determinar las diferencias en la fuerza de descarga entre brackets de autoligado pasivo de dos prescripciones diferentes, combinados con arcos de alambre de Níquel Titanio de cuatro calibres diferentes. **Método:** Estudio de intervención cuasiexperimental *in vitro*. La unidad de observación fue el sistema arco-bracket. Se incluyeron dos prescripciones (Roth, MBT) de autoligado metálicos, ranura 0.022" y arcos de alambre de Níquel Titanio superelástico de 4 calibres diferentes. Se registraron valores de carga y descarga en movimientos de segundo orden a diferentes alturas. El objeto de estudio se relacionó con la resistencia friccional, medida a través de la fuerza de descarga. **Resultados:** En el 21% de las distancias estudiadas hubo diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) entre las técnicas de MBT y Roth en los brackets Laser Blue SL Passive® en movimientos oclusogingivales; en movimientos gingivoclusales fue del 13%. El 71% de estos, mostraron valores mayores en Roth. Para los brackets Empower® se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) en el 42% de las distancias analizadas entre MBT y Roth en movimientos oclusogingivales y gingivoclusales, el 65% de estos fueron mayores para la prescripción Roth. **Conclusiones:** En el mayor porcentaje de los casos no se encontraron diferencias significativas al comparar la prescripción Roth y MBT, así como tampoco en los diferentes movimientos de segundo orden, calibres de los arcos de alambre y rigidez.

Palabras clave

Fuerza de descarga, Resistencia friccional, bracket de autoligado, prescripción del bracket, torque

INTRODUCCION

La ortodoncia como especialidad de la odontología, se basa en el conocimiento de los tejidos dentales y periodontales, así como en los aspectos biomecánicos, definidos como la relación entre los sistemas de fuerza y los movimientos dentales u ortopédicos. Durante el movimiento dental, se genera una interacción entre el arco de alambre y el bracket; en la mayoría de los casos se produce deslizamiento entre esos dos elementos, generando fricción. (1–3) La fricción se define como “*la fuerza de resistencia que se genera entre superficies que deslizan entre sí oponiéndose al movimiento*”, causando en descarga, una pérdida de fuerza hasta del 50%. Existen dos tipos: estática y cinética. (4) La fricción estática es el valor máximo que debe ser superado para que se inicie el movimiento, la cinética es la necesaria para mantener el movimiento. (4–7).

La fricción es uno de los factores causantes de la dificultad del deslizamiento del arco de alambre sobre el bracket y junto con el *binding* y el *notching* constituyen la resistencia friccional (8). Desde un aspecto vestibular, el ángulo formado entre el eje del arco de alambre y el de la ranura, cuando los extremos del alambre contactan la ranura, se denomina ángulo crítico de segundo orden. Para valores inferiores a ese ángulo, el alambre se encontrará en una configuración pasiva. En esta configuración sólo se presenta la fricción clásica, y a medida que disminuye este espacio, debido a la inclinación del diente durante el movimiento, los extremos de la ranura del bracket se aproximan al alambre hasta que hacen contacto con él, e inicia la configuración activa. Al continuar el movimiento, el bracket dobla el alambre, apareciendo, en esos extremos de la ranura dos fuerzas perpendiculares al alambre denominadas fuerzas normales, ocurriendo así el *binding*. El tercer componente es el *notching*, en el cual todo el deslizamiento que estaba ocurriendo se detiene debido a que el alambre sufre deformación permanente o daño en su superficie. (7–10)

La resistencia friccional al deslizamiento, es directamente proporcional a la fuerza con la que se activa el arco de alambre e inversamente proporcional a la fuerza de descarga. Esta es la fuerza que entrega el alambre en la fase de desactivación. (11) Sin embargo, la resistencia friccional no es el único factor que influye en el movimiento dental. Existen, entre otros, los aspectos biológicos, las técnicas de ligado y las características físicas de los materiales empleados.(12) Con respecto a este último, se deben considerar la resistencia y rigidez del arco de alambre y del bracket, además de la relación que existe entre los dos.(4,7)

La rigidez es proporcional a la fuerza generada por un alambre y a la cantidad de deflexión. Para las etapas tempranas a medias del tratamiento, se desea una baja rigidez porque implica fuerzas biológicamente favorables, es decir, suaves y continuas.(13)

Adicionalmente, la fricción se relaciona con la forma como el arco de alambre se sostiene dentro de la ranura del bracket, a lo que se denomina técnica de ligado. Esta a su vez determina la fuerza con la que el arco de alambre es presionado contra las paredes de la ranura generando una fuerza adicional, también perpendicular a este, pero de dirección vestibulolingual, que también, es una

fuerza normal. Asimismo, existen diversas técnicas de ligado: la convencional, donde el arco de alambre puede ser sostenido por elásticos o ligaduras metálicas, o también es posible que el bracket incorpore un sistema de compuertas, a lo que se denomina bracket de autoligado. (7,14) El diseño de los brackets y la fuerza normal, así como también la angulación de tercer orden (*torque*), afectan las propiedades friccionales por lo que deben ser consideradas, dado que estas características pueden modificar la resistencia friccional y con ello los movimientos dentales.(4,15)

Teniendo en cuenta lo anterior resulta relevante que el tipo de prescripción sea considerada, ya que describe la angulación de tercer orden (*torque*), la inclinación de segundo orden (*tip*) y los valores de los *offset* empleados en un sistema de brackets para tratar una maloclusión en particular. (16–18). De esta manera, las angulaciones indicadas para cada prescripción, juegan un papel importante frente a la resistencia friccional, ya que, generan diversas interacciones entre el tamaño de la ranura y el calibre de las aleaciones, las cuales en particular, no resultan claras ni completamente descritas en la literatura científica (9,10,15).

Kusy R y col. (2002) (18) determinaron que a mayor angulación del sistema arco de alambre-bracket se incrementa el *binding*, y que con una angulación de tercer orden de 7°, se presenta un 80% de resistencia friccional, así mismo cuando este ángulo incrementa a 13°, la resistencia friccional se aumenta a un 99%, disminuyendo de esta forma la *fuerza de descarga* o la fuerza que el sistema entrega al diente. Del mismo modo, Hamdan A y col en 2008 (9), reportaron que al aumentar los ángulos de torque en más de 10°, se genera una deformación permanente del sistema arco de alambre-bracket y a su vez un aumento en la resistencia friccional y disminución de la fuerza de descarga. Sin embargo, los estudios que mencionan la influencia de las prescripciones, específicamente de la angulación de tercer orden del bracket sobre la resistencia friccional, y el aumento o disminución en la fuerza que entrega el sistema de brackets durante los movimientos dentales, resultan limitados.

Chung M y cols. en 2009 (19) y Lee SM y col. en 2015 (20) describen que los brackets de autoligado presentan ventajas sobre los de ligado convencional, entre ellas, la reducción de la resistencia friccional, mejor posibilidad de realizar la higiene oral, menor pérdida de anclaje y reducción en el tiempo de atención y tratamiento. Sin embargo, a pesar de sus propiedades, se deben tener en cuenta diferentes factores que pueden influir en el desempeño de los brackets de autoligado, como la forma del bracket, el tamaño, el ancho, la distancia interbracket y el valor de *torque* que presentan los diferentes diseños en su ranura. Lo anterior, debido a que pueden tener influencia en el deslizamiento del arco de alambre sobre la ranura del bracket, variando la resistencia friccional. Esto a su vez puede resultar en diversas formas de movimiento dental e influir en el resultado de la alineación dental ortodóntica; de modo que es pertinente controlar y conocer los efectos de estos valores de *torque* sobre los movimientos dentales de segundo orden. (15,21,22)

En la actualidad la aplicación de fuerzas ortodónticas se basa con frecuencia en análisis teóricos y en la experiencia y experticia del clínico; el propósito de la

presente investigación es contribuir al conocimiento científico, desde las fases iniciales de los estudios de intervención, acerca de la influencia que generan dos prescripciones sobre la resistencia friccional, determinada a partir de la fuerza de descarga. Con esta información será posible producir fuerzas más controladas y fisiológicas en el paciente, que pueda ofrecer al clínico mayor control del tratamiento ortodóntico, por lo cual se requiere ampliar la investigación científica relacionada con el tema.

Teniendo en cuenta lo anterior, el objetivo del presente estudio fue determinar la fuerza de descarga entre brackets de autoligado pasivo de dos prescripciones diferentes, combinados con arcos de alambre de Níquel-Titanio de cuatro calibres diferentes.

Hipótesis nula: No existen diferencias en la fuerza de descarga entre brackets de autoligado pasivos de dos prescripciones diferentes al ser combinados con arcos de alambre de Níquel-Titanio de diferentes calibres.

Hipótesis Alternativa: Existen diferencias en la fuerza de descarga entre brackets de autoligado pasivos de dos prescripciones diferentes al ser combinados con arcos de alambre de Níquel-Titanio de diferentes calibres

Método

Se realizó un estudio de intervención cuasiexperimental *in vitro*, en el cual la unidad de observación fue el sistema arco de alambre-bracket. Se incluyeron dos especificaciones de brackets de autoligado metálicos, de las prescripciones Roth y MBT (tabla 1), así como también arcos de alambre de Níquel-Titanio superelástico de cuatro calibres diferentes: (0.016"x 0.016", 0.016"x 0.022", 0.017"x 0.025" y 0.019"x 0.025"). El objeto de estudio se relacionó con la fuerza de descarga como indicativo de resistencia friccional.

Tabla 1. Valores de torque en las prescripciones MBT y Roth en dientes superiores

Prescripción	Inc. central	Inc. lateral	Canino	1er premolar	2do premolar	1er molar	2do molar
MBT	+17°	+10°	-7°	-7°	-7°	-14°	-14°
Roth	+12°	+8°	-2°	-7°	-7°	-14°	-14°

Como parte de los criterios de inclusión, para la selección de la muestra, se tuvieron en cuenta brackets de autoligado pasivos metálicos, de prescripción Roth, ranura 0.022"; brackets de autoligado pasivos metálicos de prescripción MBT ranura 0.022" de las marcas Laser Blue SL Passive® (Tander) y Empower® (American Orthodontics) y arcos de alambre de Níquel-Titanio superelásticos. Se

excluyeron los brackets que presentaron fabricación defectuosa y los arcos deformados.

Las variables sujeto de análisis corresponden a la *fuerza de descarga* como variable dependiente. La prescripción del bracket (*Roth o MBT*), el calibre de los arcos de alambre y los movimientos de segundo orden, positivos (*movimientos de intrusión u oclusogingivales*) y negativos (*movimientos de extrusión o gingivoclusales*), hacen referencia a las variables independientes. Entre tanto, las características de fabricación de los brackets, arcos de alambre y la distancia interbracket se establecieron como variables intervinientes.

Procedimiento:

Se obtuvo un modelo (PETG) compuesto por dos secciones, en la primera una placa acrílica con forma de arco, y la segunda un brazo acrílico a nivel del diente 11 (Fig 1). La primera sección se diseñó a partir de un tipodonto escaneado con CS 3600 CARESTREAM® con una extensión acrílica para ser fijada al MRC® UTM-65A (Fig 2), la segunda diseñada a partir del troquel del diente 11 con una extensión acrílica para ser igualmente fijada al MRC® UTM-65A. Se emplearon cuatro modelos, en los cuales se cementó un juego de brackets, dos modelos con prescripción Roth y dos con prescripción MBT de dos marcas diferentes (Tabla 2).

Tabla 2. Combinaciones de prescripción y marcas de brackets

BRACKETS	1 (MBT)	2 (ROTH)
A (Laser Blue SL Passive®)	A1	A2
B (Empower®)	B1	B2

Se realizó una copia de las placas acrílicas en yeso, se adhirió un juego de brackets superiores de 17 a 27 posicionados a una distancia predeterminada entre sí, la cual fue medida con una sonda periodontal, y con un arco de acero 0.019" x 0.025" se ubicaron de manera pasiva. Se realizó la transferencia de los brackets a las placas acrílicas por medio de una placa termoplástica y se adhirieron con un producto a base de cianocrilato. (Fig. 3 y 4)

El bracket del espacio correspondiente al incisivo central superior derecho se fijó a la extensión acrílica con forma de diente 11 separada del modelo y se desplazó verticalmente de -3mm a 3mm, con el fin de simular un movimiento de segundo orden. Se registraron los valores de fuerza (medida en Newtons) en carga y en descarga, generados en 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, 2.5 mm, 3.0 mm, -0.5 mm, -1.0 mm, -1.5 mm, -2.0 mm, -2.5 mm, -3.0 mm (Fig. 5).

Para la realización de las pruebas, se empleó la máquina universal (MRC® UTM-65A) perteneciente al Centro de Investigaciones Odontológicas de la Pontificia Universidad Javeriana. Se realizaron 5 mediciones por cada combinación, para un total de 960 pruebas a una velocidad de 0.5mm/min a temperatura ambiente, en un ambiente seco. Antes de iniciar cada prueba, la fuerza medida por los sensores se llevaba a cero y se reproducía la posición inicial de los brackets.

El tamaño de la muestra se determinó a través de la técnica de muestreo no probabilística intencional a partir del número de combinaciones (192) y de repeticiones de la prueba (960). La información se digitó y depuró en Microsoft versión 365 y se analizó en SPSS versión 22. Las variables cuantitativas se analizaron por promedios, desviaciones estándar, mediana, y cuartiles. Para determinar normalidad se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov ($P > 0,05$ normal). Para las diferencias se utilizó la prueba t Student en caso de normalidad o prueba U de Mann Whitney en caso de que no se cumpliera. El nivel de significancia fue del 5%.

No existe conflicto de intereses con las marcas de los brackets incluidos en el presente estudio.

Figura 1. Modelo de prueba vista frontal y sagital

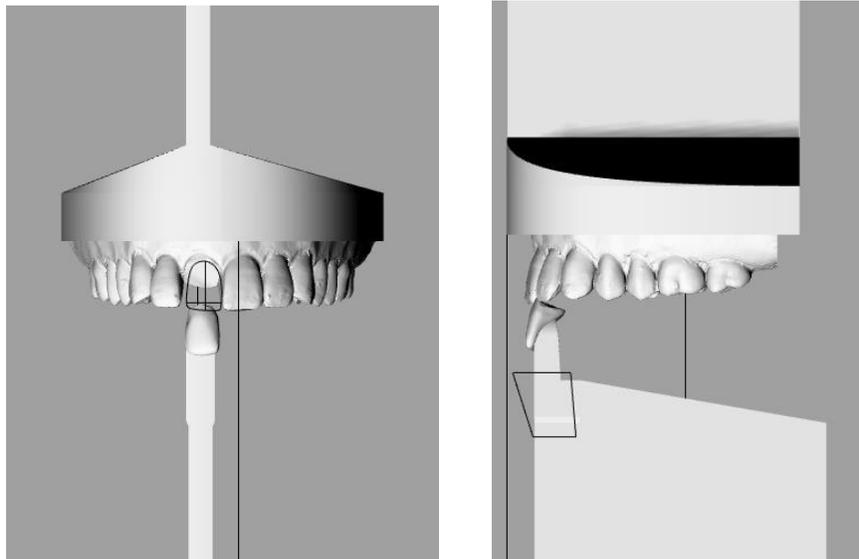


Figura 2. Modelo de prueba vista coronal (primera sección)

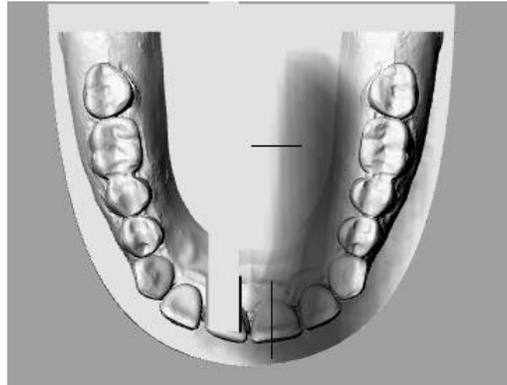


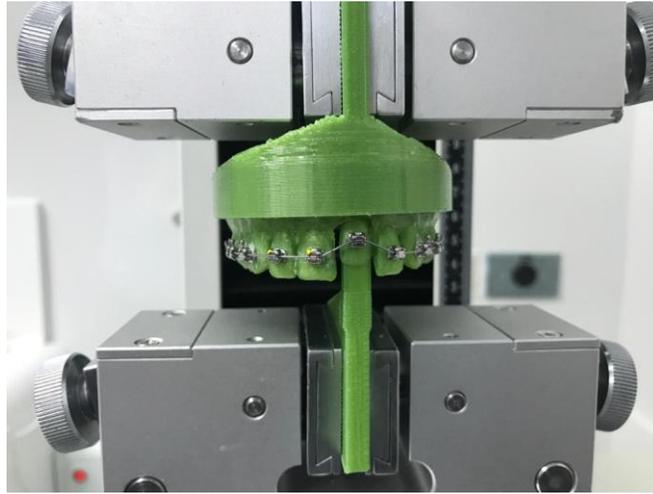
Figura 3: Placa termoplástica para la transferencia de los brackets



Figura 4: Placa termoplástica posicionada en la placa acrílica

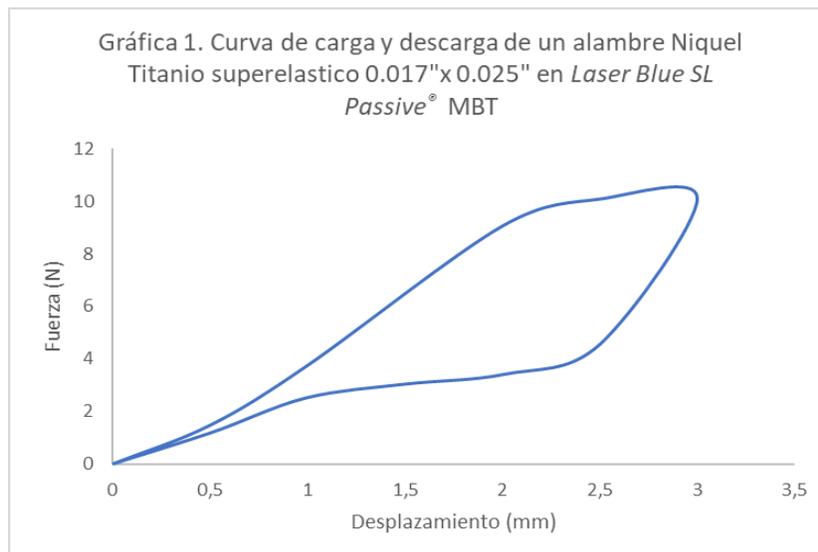


Figura 5. Realización de la prueba



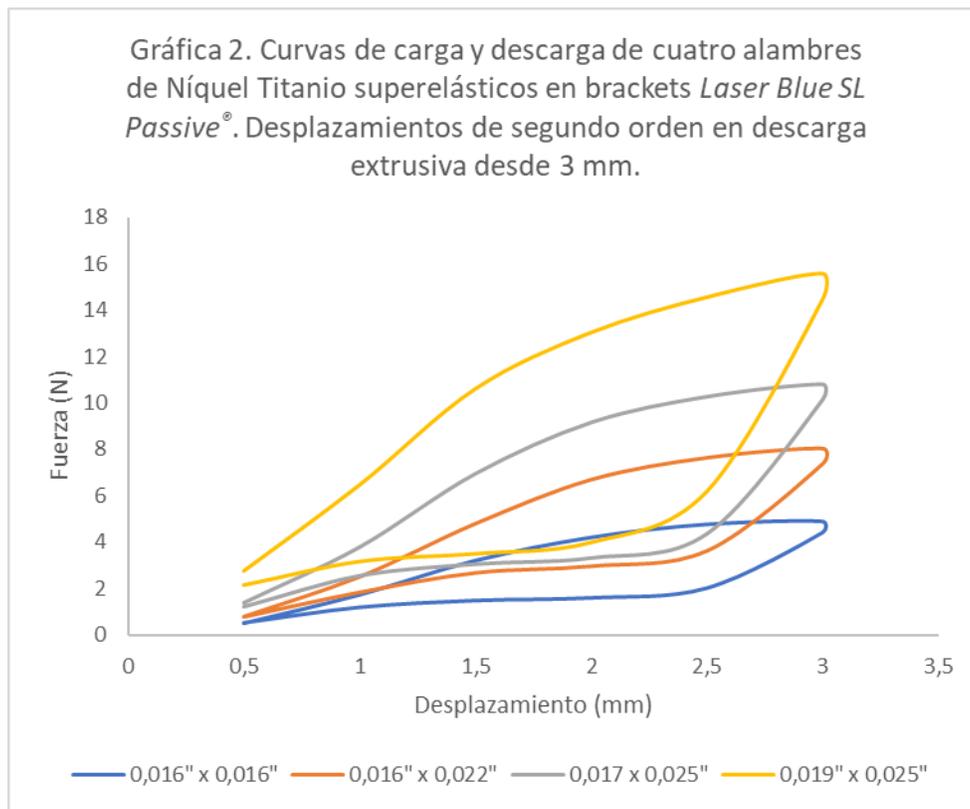
Resultados

El comportamiento de los arcos de alambre fue el típico para las aleaciones estudiadas en este tipo de pruebas, caracterizado por un ascenso de la fuerza durante la carga seguido por una zona de meseta que se interrumpe bruscamente al inicio de la descarga. Durante esta parte de la curva hay un descenso muy marcado que termina con el inicio de una meseta entre aproximadamente 2,5 mm y 1 mm, para luego descender hasta el origen de la curva (Gráfica 1). Esta curva puede considerarse típica de todas las combinaciones de los arcos de alambre y los brackets estudiados.

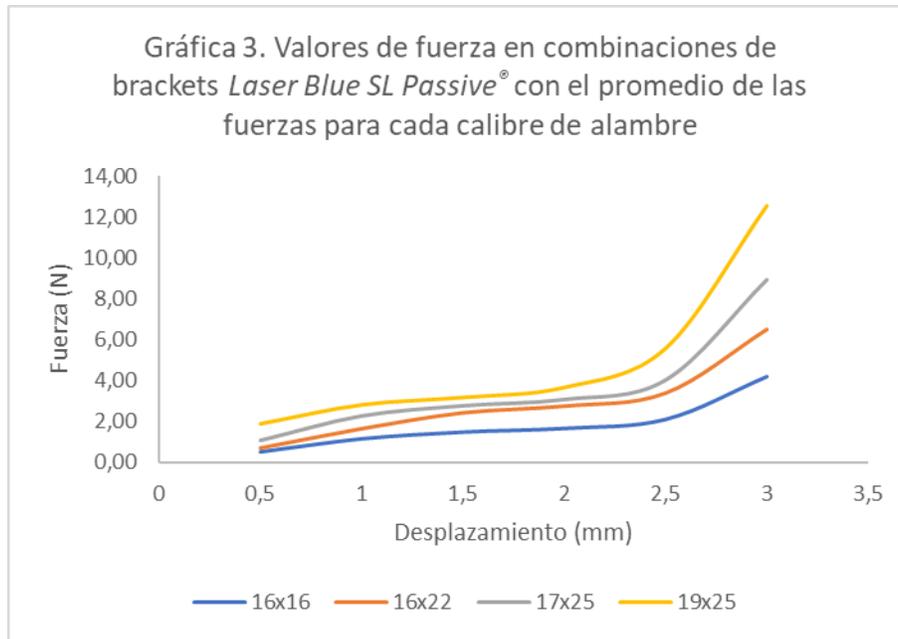


En el anexo 1 se encuentran los datos de las estadísticas descriptivas para cada combinación arco de alambre-bracket, tanto en carga como en descarga. La tendencia muestra valores en fase de carga que se incrementan con el calibre del arco de alambre y la distancia. Durante la fase de descarga los valores se reducen al disminuirse la distancia y el calibre de los arcos.

En la Gráfica 2, se han superpuesto los comportamientos de carga y descarga de los cuatro arcos de alambre estudiados. En ella es evidente que la histéresis fue más grande mientras mayor era el tamaño del arco de alambre. Igualmente fue notoria una mayor diferencia en los valores de carga entre los diferentes arcos de alambre, mientras que esas diferencias fueron muy pequeñas en descarga.



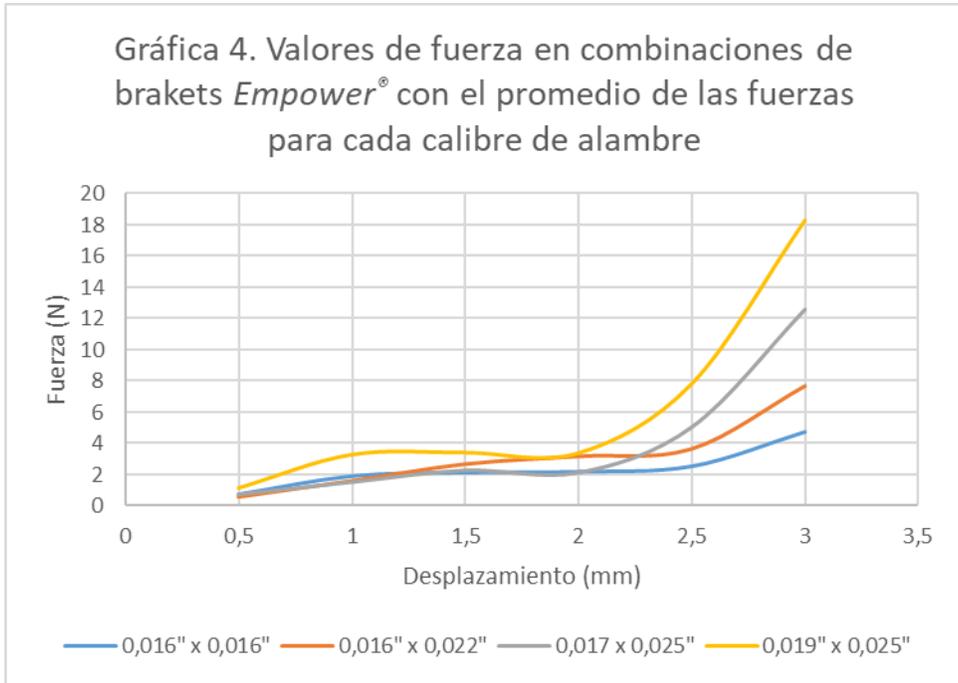
La gráfica 3 muestra con mayor detalle el comportamiento en la fase de descarga, para la combinación de brackets *Laser Blue SL Passive*[®] con prescripción MBT y movimiento gingivoclusal, en el promedio de todos los arcos de alambre. Este patrón con pocas diferencias en los valores de fuerza, es típico en todas las combinaciones estudiadas. Allí fue evidente además que la diferencia entre las fuerzas no fue igual durante el rango de la descarga. Al inicio las diferencias fueron mayores y con el progreso de la desactivación se redujeron.



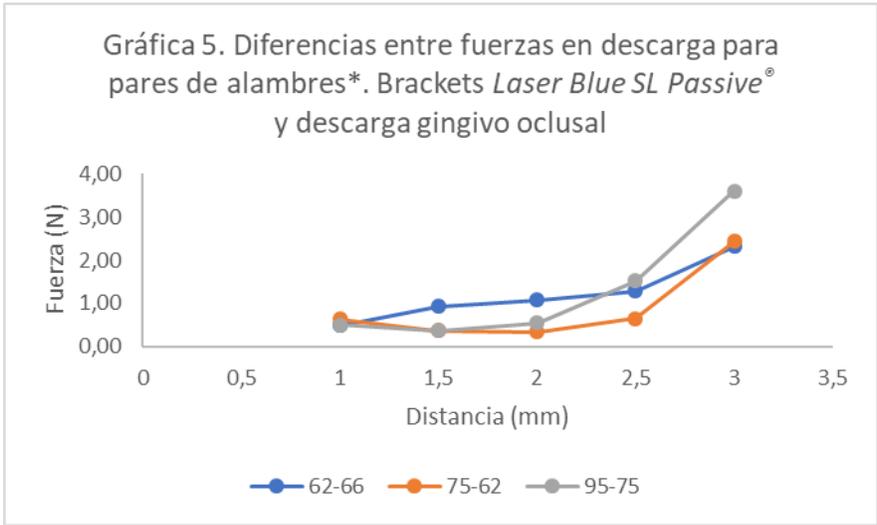
La Tabla 3 y la Gráfica 4 muestran la descarga extrusiva de combinaciones de brackets Empower® con todos los arcos de alambre estudiados. La información muestra que, el arco de alambre 0,016" x 0,022" entregó más fuerza que los arcos 0,017" x 0,025" a 1, 1,5 y 2 mm.

Tabla 3. Fuerzas (N) promedio en descarga extrusiva. Combinación de brackets Empower® con todos los arcos de alambre estudiados

Distancia	0,016" x 0,016"	0,016" x 0,022"	0,017 x 0,025"	0,019" x 0,025"
3,0 mm	4,745	7,666	12,580	18,291
2,5mm	2,519	3,640	5,060	7,806
2,0mm	2,170	3,160	2,150	3,364
1,5mm	2,118	2,661	2,300	3,393
1,0mm	1,885	1,590	1,549	3,266
0,5mm	0,700	0,557	0,763	1,124



En la gráfica 5 se muestran los valores de diferencia en la fuerza para pares de combinaciones de arcos de alambre con un mismo bracket y prescripción. Se evidenció que las diferencias para la mayor parte de los desplazamientos (hasta 2,5 mm) rara vez excedieron el valor de 1 N.



*62-66 = Valores en 0,016" x 0,022" menos valores en 0,016" x 0,016"; 75-62 = Valores en 0,017" x 0,025" menos valores en 0,016" x 0,022" y 95-75 = Valores en 0,019" x 0,025" menos valores en 0,017" x 0,025"

Los datos incluidos en las Tablas 4 y 5, presentan los valores de fuerza y su variación encontrados para los datos en los cuales hubo diferencias significativas.

Tabla 4. Valores de fuerza y su variación en los casos en los cuales las diferencias fueron significativas en brackets Laser Blue SL Passive®

Alambre 0.016" X 0.016"					
	MBT		ROTH		
DISTANCIA* (mm)	MEDIA (N)	DS	MEDIA (N)	DS	VALOR p
-3	3,758	0,267	4,836	0,261	0,0002*
Alambre 0.017" X 0.025"					
	MBT		ROTH		
DISTANCIA (mm)	MEDIA (N)	DE	MEDIA (N)	DE	VALOR p
0.5	1,220	0,181	0,823	0,197	0,0106*
1	2,555	0,248	2,11	0,158	0,0096*
3	10,140	0,166	11,460	0,459	0,0003*
-3	8,155	0,418	10,622	0,896	0,0005*
Alambre 0.019" X 0.025"					
	MBT		ROTH		
DISTANCIA (mm)	MEDIA (N)	DE	MEDIA (N)	DE	VALOR p
1	3,158	0,421	3,773	0,158	0,0156*
3	14,455	0,795	16,3	1,413	0,0345*
-3	11,603	0,993	15,453	1,479	0,0012*
*Valores positivos de distancia indican movimientos de descarga gingivoclusal (Extrusivos) y valores negativos movimientos de descarga oclusolingival (Intrusivos)					

Solo en el 21% de las distancias analizadas en descarga hubo diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) entre las técnicas de MBT y Roth en los brackets Laser Blue SL Passive® en movimientos oclusolingivales. Para los movimientos gingivoclusales hubo diferencias en tan solo 13% de las distancias estudiadas. En el 57% de los casos con diferencias, éstas fueron a 3mm. Se presentaron diferencias en todas las dimensiones de los arcos de alambre excepto en 0,016" x 0,022". En el 71% de los casos los valores de fuerza, cuando hubo diferencias significativas, mostraron valores mayores para las prescripciones Roth.

Tabla 5. Valores de fuerza y su variación en los casos en los cuales las diferencias fueron significativas en brackets Empower®

Alambre 0.016" X 0.016"					
	MBT		ROTH		
DISTANCIA* (mm)	MEDIA (N)	DS	MEDIA (N)	DS	VALOR p

-0.5	1,097	0,297	,518	0,228	0,0086*
-1.5	2,045	0,248	2,399	0,195	0,0364*
-2	2,234	0,272	2,816	0,293	0,0116*
-2.5	2,704	0,296	3,181	0,297	0,0345*
Alambre 0.016" X 0.022"					
	MBT		ROTH		
DISTANCIA (mm)	MEDIA (N)	DE	MEDIA (N)	DE	VALOR p
0.5	,557	0,203	1,016	0,390	0,0478*
1	1,590	0,239	2,132	0,333	0,0182*
-1	1,686	0,149	2,149	0,369	0,0315*
Alambre 0.017" X 0.025"					
	MBT		ROTH		
DISTANCIA (mm)	MEDIA (N)	DE	MEDIA (N)	DE	VALOR p
1	1,549	0,127	2,163	0,115	0,000*
1.5	2,300	0,291	2,799	0,174	0,011*
2	2,150	0,278	2,732	0,286	0,0115*
2.5	5,060	0,782	3,362	0,382	0,0024*
3	12,580	0,917	10,671	0,386	0,0026*
-1	1,769	0,047	2,261	0,058	0,000*
-1.5	2,238	0,101	3,485	0,163	0,000*
-2	2,585	0,286	3,646	0,230	0,0002*
-2.5	5,066	0,420	4,346	0,321	0,0159*
-3	11,060	0,346	9,951	0,588	0,0066*
Alambre 0.019" X 0.025"					
	MBT		ROTH		
DISTANCIA (mm)	MEDIA (N)	DE	MEDIA (N)	DE	VALOR p
0.5	1,124	0,160	1,645	0,258	0,005*
2.5	7,806	0,880	5,107	1,097	0,0026*
3	18,291	1,175	14,981	1,097	0,0017*
*Valores positivos de distancia indican movimientos de descarga gingivoclusal (Extrusivos) y valores negativos movimientos de descarga oclusolingival (Intrusivos)					

Al analizar los brackets Empower® se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) en el 42% de las distancias analizadas entre MBT y Roth al realizar movimientos oclusolingivales. Este mismo porcentaje se encontró para los movimientos gingivoclusales. Cuando hubo diferencias, los valores de fuerza en el 65% de los casos fueron mayores para la prescripción Roth.

En la Tabla 6 se presentan los valores de la fuerza en descarga entre los movimientos oclusolingivales y gingivoclusales en brackets Laser Blue SL Passive®.

Tabla 6. Valores de fuerza y su variación en los casos en los cuales las diferencias fueron significativas en movimientos oclusogingivales versus movimientos gingivoclusales. Brackets Laser Blue SL Passive®

		Oclusogingival		Gingivoclusal		
Alambre 0,016 x 0,016"						
FORMULACIÓN	DISTANCIA* (mm)	MEDIA (N)	DE	MEDIA (N)	DE	VALOR p
MBT	3, -3	4,427	0,24	3,758	0,267	0,0002*
Alambre 0,017 x 0,025"						
MBT	3, -3	10,14	0,166	8,155	0,418	0,000*
Alambre 0,019 x 0,025"						
MBT	3, -3	14,455	0,795	11,603	0,993	0,007*
*Valores positivos de distancia indican movimientos de descarga gingivoclusal (Extrusivos) y valores negativos movimientos de descarga oclusogingival (Intrusivos)						

Solo en el 6% de los casos hubo diferencias entre los dos tipos de movimientos. Todas se presentaron a 3mm y -3mm de desplazamiento y no hubo ninguna en las combinaciones con arcos de alambre 0,016" x 0,022". En todos los casos los valores para los movimientos en sentido oclusogingival fueron mayores.

En la Tabla 7 se presentan los valores de la fuerza en descarga entre los movimientos oclusogingivales y gingivoclusales en los brackets Empower®.

Tabla 7. Valores de fuerza y su variación en los casos en los cuales las diferencias fueron significativas en movimientos oclusogingivales versus movimientos gingivoclusales. Brackets Empower®

		Oclusogingival		Gingivoclusal		
Alambre 0,017 x 0,025"						
FORMULACIÓN	DISTANCIA* (mm)	MEDIA (N)	DE	MEDIA (N)	DE	VALOR p
Roth	2, -2	2,732	0,286	3,646	0,230	0,021*
MBT	2.5, -2.5	3,362	0,382	4,346	0,321	0,008*
MBT	3, -3	12,580	0,917	11,060	0,346	0,003*
Alambre 0,019 x 0,025"						
MBT	3, -3	18,291	1,175	15,355	0,792	0,000*
*Valores positivos de distancia indican movimientos de descarga gingivoclusal (Extrusivos) y valores negativos movimientos de descarga oclusogingival (Intrusivos)						

Al analizar ambos tipos de movimiento en los brackets Empower® se encontraron diferencias estadísticamente significativas únicamente en el 8% de los casos, el 75% de las diferencias se encontraron en la prescripción MBT y no hubo ninguna

en las combinaciones con arcos de alambre 0.016" x 0.016" y 0.016" x 0.022". En el 50% de los casos con diferencias estadísticamente significativas fue a 3 mm y -3mm. Los valores de fuerza fueron mayores en el 50% de los casos en sentido oclusogingival y el 50% restante para los movimientos gingivoclusales.

Finalmente se compararon para ambas prescripciones los valores de rigidez. Esta última fue expresada como la pendiente de la línea de tendencia de los valores de descarga. En la tabla 8 se han promediado y se han obtenido las medianas de todas las combinaciones de un bracket dado con todos los arcos de alambre estudiados en cada prescripción de tal manera que el valor de 1,8503 es el promedio de la rigidez de todas las combinaciones de los arcos de alambre con brackets Laser Blue SL Passive®

Al comparar los valores de rigidez en descarga entre ambas prescripciones, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas a 3mm y -3mm en Laser Blue SL Passive® y Empower entre MBT y Roth. (Tabla 8 y 9)

Tabla 8. Valores de rigidez del sistema arco-bracket en movimientos oclusogingivales

Bracket	Prescripción	Mediana	Desviación estándar	Percentil 25	Percentil 75	Valor p
<i>Laser Blue SL Passive</i> ®	MBT	1,9356	,7542	1,1936	2,2988	0,141
	Roth	1,8836	,9884	1,1080	2,5148	
Empower®	MBT	2,0736	1,1352	1,2326	3,0366	0,591
	Roth	1,7006	,7473	1,1062	2,0021	

Tabla 9. Valores de rigidez del sistema arco-bracket en movimientos gingivoclusales

Bracket	Prescripción	Mediana	Desviación estándar	Percentil 25	Percentil 75	Valor p
<i>Laser Blue SL Passive</i> ®	MBT	1,8209	,7251	1,0865	2,2853	0,74
	Roth	2,0703	1,0613	1,3469	2,8025	
Empower®	MBT	2,1663	,9932	1,2651	2,9040	0,386
	Roth	1,9031	,8064	1,4249	2,2924	

Discusión

En la presente investigación, la fuerza necesaria para desplazar el bracket del modelo que simulaba el diente 11 durante la carga, dependió de la rigidez de los arcos de alambre empleados, más la resistencia friccional experimentada durante el deslizamiento del arco de alambre para permitir el movimiento. Kusy y col (1997)(8) mencionan que en la descarga la fuerza registrada es igual a la fuerza que ejerce el arco de alambre al recuperar su forma original menos la resistencia friccional. Dado que el aspecto importante en ortodoncia, es la fuerza de descarga, esta será la característica a estudiar en el presente trabajo.

Teniendo en cuenta las características de los arcos de alambre estudiados, es importante mencionar sus propiedades elásticas. Las aleaciones de Níquel-Titanio superelástico, a medida que sufren una deflexión, se deforman de manera elástica en estado austenítico. A medida que aumenta la tensión inducida, inician una transformación desde la fase austenítica hacia una fase martensítica. Como lo reportan en su estudio Naceur y col (2014 y 2020), es frecuente que la fase de transformación sea incompleta, llevando en descarga, nuevamente la aleación a su fase austenítica. (23–25). Esto concuerda con lo reportado en el presente estudio, donde en la fuerza de carga los cambios entre las fases austeníticas a fase de transformación fueron leves y la fase martensítica al final de la descarga, fue casi inexistente. Se parte de la premisa, que el tipo de diseño experimental que adiciona resistencia friccional al comportamiento elástico y la posibilidad de que los arcos de alambre, aún a esas deformaciones, no hayan alcanzado el final de la zona de transformación o solo inicien la fase martensítica final, pueden ser utilizados para explicar este hallazgo.

Durante la descarga las fases martensíticas, de transformación y austenítica, se identificaron en términos generales. Sin embargo, dado que sus límites son extensos y sutiles, resultó complejo definirlos con precisión. El hallazgo de histéresis que aumenta en la medida en que los arcos de alambre son de mayor calibre, se encuentra dentro de parámetros esperados. Durante la descarga mientras mayor es el calibre de los arcos de alambre mayor es la fuerza normal durante el deslizamiento lo cual aumenta el coeficiente de fricción. Estos resultados concuerdan con los encontrados en el estudio de Husain y col (2011) (26) quienes concluyeron que la fuerza friccional es directamente proporcional al calibre del arco de alambre. Por esta razón, las diferencias en las fuerzas de descarga en la mayoría de los casos resultaron no significativas. Esto demuestra la complejidad de predecir la fuerza final aplicada en mecánicas deslizantes y cuestiona el uso generalizado de tablas donde se concluye que al incrementar el calibre del arco de alambre siempre se producen fuerzas mayores, como se presenta en el texto de Burstone y col.(2015)(13).

Dado que en el 79% de los casos en movimientos intrusivos y en el 87% en movimientos extrusivos no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las prescripciones MBT y Roth; en términos generales, para

estos brackets y tipo de movimiento, las diferencias son mínimas o inexistentes. Tampoco se encontró un patrón asociado a diferencias en función del tamaño del arco de alambre ni de la magnitud de la descarga. Por último, los valores en las prescripciones Roth tendieron a ser mayores que los de las prescripciones MBT, cuando hubo diferencias, esto se pudo deber a que los incisivos tienen valores de torque más altos. Estos hallazgos parecen responsabilizar a la resistencia friccional, y concuerda con lo reportado por Schumacher y col (1992)(27) quienes encontraron que la fricción es la responsable de la reducción de la fuerza de descarga en un 50%. Adicionalmente, esto coincide con Yeh y col (2007) (28) y Muguruma y col (2014) (15) quienes encontraron que un incremento en el torque produce aumento de la fricción entre el arco de alambre y las paredes de la ranura del bracket.

Con relación a las diferencias en fuerza entre movimientos intrusivos y extrusivos los datos mostraron que en el 87% de las distancias estudiadas en brackets Laser Blue SL Passive® y en el 83% en los Empower® no hubo diferencias significativas. A pesar de que existen estudios que reportan la magnitud de las fuerzas requeridas para realizar movimientos intrusivos y extrusivos, no existen reportes en la literatura que comparen dichas fuerzas entre ambos tipos de movimientos. En ambos brackets cuando hubo diferencias, estas fueron en la parte de mayor deformación de la curva y en el 86% de los casos en prescripciones MBT. Adicionalmente las diferencias en su mayoría estuvieron alrededor de 1 N y en un caso en 2,9 N, posiblemente esto es debido a que la descarga empieza al final de la carga y en esta parte las fuerzas son mayores y las diferencias entre combinaciones también. Sin embargo, el comportamiento muestra que con el progreso de la descarga esas diferencias desaparecen posiblemente debido a la resistencia friccional (29,30).

La rigidez fue calculada como la pendiente de la línea de tendencia de la descarga, como lo propuso Burstone y col (1985)(31). Este método tiene algunas limitaciones, en primer lugar, tiende a sobreestimarla, debido a los altos valores del inicio de la curva, y, a que no puede registrar fielmente partes importantes como la zona de transformación; en segundo lugar, por la imprecisión consecuente al comportamiento de los arcos de alambre que no sigue la ley de Hooke. Sin embargo, la información del presente estudio muestra que la rigidez aumenta globalmente con el incremento de las dimensiones del arco de alambre, que el factor de aumento se encuentra entre 1,2 y 2 y que no existen diferencias significativas entre las prescripciones.

La primera limitación que se encontró en el presente estudio es que fue realizado de manera invitro. Adicionalmente, cuando se evalúan movimientos de segundo orden los demás dientes permanecen estáticos y esto no concuerda con lo que ocurre en la clínica. En cuanto a la metodología del estudio, este no permitió medir momentos, únicamente fuerzas en carga y descarga, y además no permitió evaluar la resistencia friccional de manera específica.

Conclusiones

- Existen diferencias significativas al comparar las prescripciones MBT y Roth en los brackets Laser Blue SL Passive® en el 21% de los datos en movimientos oclusogingivales, en los movimientos gingivocclusales fue del 13% y en los brackets Empower® fue del 42% para ambos movimientos. No obstante, la variación encontrada fue heterogénea.
- Se encontraron diferencias en los brackets Laser Blue SL Passive® en el 6%, siendo mayor la fuerza de descarga en movimientos oclusogingivales. En los brackets Empower® se encontraron diferencias en el 8% de los casos, sin embargo, estas no fueron significativas al comparar ambos tipos de movimientos.
- Las fuerzas entregadas en descarga tienden a ser similares entre los arcos de alambre 0.016"x 0.016", 0.016"x 0.022", 0.017"x 0.025" y 0.019"x 0.025". No obstante, los arcos 0.016"x 0.022" entregaron fuerzas mayores que los 0.017"x 0.025" en algunos puntos, lo cual implica que no necesariamente el clínico debe aumentar el calibre con la intención de aumentar la fuerza de descarga.
- La rigidez de los alambres aumentó proporcionalmente a su calibre, esta característica sugiere que alambres de mayor calibre entregan más fuerza, pero dado que esta última está modulada por la resistencia friccional, las diferencias tienden a reducirse.
- A pesar de que las diferencias en la fuerza de descarga entre ambas prescripciones no fueron considerables, resulta interesante encontrar como estos valores se afectan en relación a la cantidad de torque que presente la prescripción.

Recomendaciones

Se sugiere para futuros estudios de esta línea de investigación adicionar condiciones experimentales que permitan identificar el inicio y terminación de la zona de transformación, de la fase x a la fase x, con el fin de evitar la sobreestimación de la rigidez.

Por otra parte, dado que los valores de fuerza bajos son los más indicados en un movimiento intrusivo, se sugiere la realización de un estudio clínico aleatorizado para identificar si las diferencias encontradas (estadísticamente significativas) tienen relevancia clínica. Ya que el hecho de que existan diferencias estadísticamente significativas, no significa que clínicamente sean relevantes.

Agradecimientos

Queremos agradecer a la casa comercial American Orthodontics © por brindarnos los juegos de brackets usados para el estudio, sin costo o compromiso alguno por parte de ellos. También queremos agradecer la facultad de odontología de la Pontificia Universidad Javeriana, al CIO por permitirnos el uso de la maquina universal MRC® UTM-65A, y a sus docentes por el apoyo brindado en este proyecto.

Bibliografía

1. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod*. 1998 Jun;20(3):283–91.
2. Choi S, Hwang E-Y, Park H-K, Park Y-G. Correlation between frictional force and surface roughness of orthodontic archwires. *Scanning*. 2015 Dec;37(6):399–405.
3. Burstone C, Burstone C. Selection of Wires Brackets and Clinical Devices. :496. Available from: [http://www.ajodo.org/article/S0889-5406\(00\)70213-7/pdf](http://www.ajodo.org/article/S0889-5406(00)70213-7/pdf)
4. Phukaoluan A, Khantachawana A, Kaewtatip P, Dechkunakorn S, Anuwongnukroh N, Santiwong P, et al. Comparison of friction forces between stainless orthodontic steel brackets and TiNi wires in wet and dry conditions. *Int Orthod [Internet]*. 2017 Mar 1 [cited 2020 Jan 21];15(1):13–24. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1761722716301140>
5. Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *Am J Orthod Dentofac Orthop [Internet]*. 2009;135(4):442–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.09.023>
6. Graber LW, Vig K, Vanarsdall RL, Huang GJ. Aspectos clínicamente relevantes de los materiales odontológicos en ortodoncia. 4ta edició. 2006. 189–190 p.
7. Prashant PS, Nandan H, Gopalakrishnan M. Friction in orthodontics. *J Pharm Bioallied Sci*. 2015 Aug;7:S334–8.
8. Kusy RP, Whitley JQ. Friction Between Different Wire-Bracket Configurations and Materials. 1997;3(3):166–77.
9. Hamdan A, Rock P. The effect of different combinations of tip and torque on archwire/bracket friction. *Eur J Orthod*. 2008;30(5):508–14.
10. Articulo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;115(1):39–51.
11. Rossouw PE, Kamelchuk LS, Kusy RP. A fundamental review of variables associated with low velocity frictional dynamics. *Semin Orthod*. 2003;9(4):223–35.
12. Kumar D, Dua V, Mangla R, Solanki R, Solanki M, Sharma R. Frictional force

- released during sliding mechanics in nonconventional elastomerics and self-ligation: An in vitro comparative study. *Indian J Dent* [Internet]. 2016;7(2):60. Available from: <http://www.ijdentistry.com/text.asp?2016/7/2/60/184652>
13. Burstone C, Choy K. *The Biomechanical Foundation of Clinical Orthodontics*. Huffman L, editor. Quintessence Publishing Co, Inc; 2015. 478 p.
 14. Dehbi H, Azaroual MF, Zaoui F, Halimi A, Benyahia H. Therapeutic efficacy of self-ligating brackets: A systematic review. *Int Orthod* [Internet]. 2017 Sep 1 [cited 2020 Jan 21];15(3):297–311. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1761722717300578>
 15. Muguruma T, Iijima M, Brantley WA, Ahluwalia KS, Kohda N, Mizoguchi I. Effects of third-order torque on frictional force of self-ligating brackets. *Angle Orthod*. 2014 Nov;84(6):1054–61.
 16. Jeffrey C. Posnick. Principles and practice of orthognathic surgery. In: *Principles and practice of orthognathic surgery*. Elsevier Health Sciences; 2013. p. 162.
 17. McKnight MM, Jones SP, Davies EH. A Study to Compare the Effects of Simulated Torquing Forces on Pre-adjusted Orthodontic Brackets. *Br J Orthod*. 2014;21(4):359–65.
 18. Lacarbonara M, Accivile E, Abed MR, Dinoi MT, Monaco A, Marzo G, et al. Variable Torque Prescription: State of Art. *Open Dent J*. 2015 Feb 6;9(1):60–4.
 19. Chung M, Nikolai RJ, Kim KB, Oliver DR. Third-order torque and self-ligating orthodontic bracket-type effects on sliding friction. *Angle Orthod*. 2009 May;79(3):551–7.
 20. Lee SM, Hwang CJ. A comparative study of frictional force in self-ligating brackets according to the bracket-archwire angulation, bracket material, and wire type. *Korean J Orthod*. 2015;45(1):13–9.
 21. Chung M, Nikolai RJ, Kim KB, Oliver DR. Third-order torque and self-ligating orthodontic bracket-type effects on sliding friction. *Angle Orthod*. 2009;79(3):551–7.
 22. Pardo MA, Sánchez GA, Ortegano KM, Lázaro JF SA. Resistencia friccional entre cuatro brackets de autoligado metálicos con dos aleaciones de alambres de níquel titanio. 2018.
 23. Ben Naceur I, Elleuch khaled. Tribological properties of deflected NiTi superelastic archwire using a new experimental set-up: Stress-induced martensitic transformation effect. *Tribol Int* [Internet]. 2020;146:106033. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0301679X19305493>
 24. Naceur I Ben, Charfi A, Bouraoui T, Elleuch khaled. Finite element modeling of superelastic nickel–titanium orthodontic wires. *J Biomech* [Internet]. 2014;47(15):3630–8. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929014005260>
 25. Garrec P, Jordan L. Stiffness in bending of a superelastic Ni-Ti orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension. *Angle Orthod*. 2004;74(5):691–6.
 26. Husain N, Kumar A. Frictional resistance between orthodontic brackets and Archwire: An in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. 2011;12(2):91–9.

27. Bonn RF. Deaktivierungsverhalten und Effektivität verschiedener orthodontischer Nivellierungsboegen- eine dynamische Analyse der Kraftsysteme. 1992;53(5):273–85.
28. Yeh CL, Kusnoto B, Viana G, Evans CA, Drummond JL. In-vitro evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;131(6):11–22.
29. Van Steenberghe E, Burstone CJ, Prah-Andersen B, Aartman IHA. The influence of force magnitude on intrusion of the maxillary segment. *Angle Orthod.* 2005;75(5):723–9.
30. Dellinger EL. A histologic and cephalometric investigation of premolar intrusion in the *Macaca speciosa* monkey. *Am J Orthod.* 1967;53(5):325–55.
31. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire-A new orthodontic alloy. *Am J Orthod.* 1985;87(6):445–52.

ANEXO 1

			16X16		16X22		17X25		19X25		
			fuerza descarga		fuerza descarga		fuerza descarga		fuerza descarga		
			Media	Desviación estándar							
Bracket	Laser Blue SL Passive	MBT	-3,0	3,756	,267	6,620	,1278	8,155	,418	11,603	,993
			-2,5	2,346	,140	4,025	,616	4,653	,453	6,376	,889
			-2,0	1,944	,125	3,440	,585	3,741	,429	5,170	,939
			-1,5	1,743	,086	2,960	,387	3,319	,103	4,682	,741
			-1,0	1,473	,103	2,134	,290	2,423	,250	3,935	,118
			-,5	,849	,213	,998	,549	1,046	,336	2,073	,423
			,5	,546	,316	,702	,387	1,220	,181	2,140	,446
			1,0	1,208	,211	1,785	,306	2,555	,248	3,158	,421
			1,5	1,501	,058	2,724	,205	3,054	,250	3,491	1,035
			2,0	1,614	,031	3,011	,263	3,318	,450	3,979	1,170
			2,5	2,036	,157	3,661	,415	4,360	,367	6,176	1,088
			3,0	4,427	,240	7,584	,721	10,140	,166	14,455	,795
		Roth	-3,0	4,836	,261	8,004	,665	10,622	,896	15,453	1,479
			-2,5	2,449	,100	4,389	,442	4,952	,696	7,645	1,289
			-2,0	2,040	,112	3,740	,421	3,658	,963	5,409	1,493
			-1,5	1,885	,158	3,278	,277	3,650	,661	5,142	1,378
			-1,0	1,483	,305	2,099	,365	2,671	,213	4,130	,220
			-0,5	,670	,337	,704	,310	,963	,288	1,627	,631
			,5	,363	,211	,839	,327	,823	,197	1,557	,457
			1,0	1,159	,193	1,987	,301	2,110	,158	3,773	,158
			1,5	1,618	,121	2,695	,408	2,981	,527	4,480	1,298
			2,0	1,595	,156	2,764	,521	3,009	,881	4,815	1,440
			2,5	1,850	,186	3,519	,428	4,282	,696	6,843	,996
			3,0	4,413	,318	7,908	,643	11,460	,459	16,300	1,413
	Empower	MBT	-3,0	4,719	,995	7,205	,718	11,060	,346	15,355	,792
			-2,5	2,704	,296	4,013	,601	5,066	,420	7,716	,544
			-2,0	2,234	,272	3,302	,603	2,585	,286	4,711	,287
			-1,5	2,045	,248	2,732	,352	2,238	,101	4,199	,513
			-1,0	1,710	,189	1,686	,149	1,769	,047	3,271	,370
			-,5	1,097	,297	,749	,168	,965	,036	1,642	,127
			,5	,700	,184	,557	,203	,763	,153	1,124	,160
			1,0	1,885	,354	1,590	,239	1,549	,127	3,266	,428
			1,5	2,118	,238	2,661	,151	2,300	,291	3,393	,633
			2,0	2,170	,212	3,160	,427	2,150	,278	3,364	,481
			2,5	2,519	,287	3,640	,478	5,060	,782	7,806	,880
			3,0	4,745	1,195	7,666	,708	12,580	,917	18,291	1,175
		Roth	-3,0	4,849	,532	6,353	,971	9,951	,588	14,165	1,314
			-2,5	3,181	,297	3,809	,767	4,346	,321	6,490	1,464
			-2,0	2,816	,293	3,317	,779	3,646	,230	4,888	1,325
			-1,5	2,399	,195	2,907	,500	3,485	,163	4,737	1,321
			-1,0	1,463	,274	2,149	,369	2,261	,058	3,817	,471
			-,5	,518	,228	1,020	,395	1,055	,104	1,730	,390
			,5	,584	,269	1,016	,390	,909	,093	1,645	,258
			1,0	1,535	,144	2,132	,333	2,163	,115	3,650	,709
			1,5	2,063	,206	2,591	,597	2,799	,174	3,883	1,112
			2,0	2,138	,241	2,764	,713	2,732	,266	3,797	,968
			2,5	2,397	,238	3,124	,660	3,362	,362	5,107	1,097
			3	4,654	,459	6,755	,824	10,671	,386	14,981	1,097