

Análisis de flexión en alambres de níquel-titanio con y sin propiedades de transformación térmica

Autores: Profa. Dra. Liliانا Ávila Maltagliati*, Igor Geoffroy Barbosa Fagundes**, Profa. Dra. Belén Retamal-Valdés*, Prof. Dr. Hélio Doyle Pereira Silva*, Profa. Dra. Mayara Patel*, Profa. Dra. Ana Carla Raphaelli Nahás-Scocate*, Prof. Dr. Murilo Matias*



* Dr. en Cirugía Dental (DDS). Magíster en Ciencias en Odontología (MSc). Dr. en Ciencias Odontológicas (PhD). Faculdade de Odontologia, Universidade de Guarulhos (UnG), São Paulo-Brasil.

**Estudiante de pregrado -UnG.

RESUMEN

Objetivo: Evaluar el comportamiento de los alambres de aleación de níquel-titanio con y sin propiedades de transformación térmica en la relación carga/deflexión. **Materiales y método:** Para ello, 30 segmentos de alambres de níquel-titanio con calibre .014" y 30 mm de largo fueron cortados, conformando 10 segmentos de alambre Flexy NiTi de Orthometric®, 10 segmentos Flexy Copper NiTi termoactivado y 10 segmentos CuNiTi de Ormco™. Se usó una máquina universal de ensayos Instron® para analizar el comportamiento de carga y deflexión de los segmentos en una prueba de tres puntos, registrando las fuerzas alcanzadas en 0,5 mm:

1 mm, 2 mm y 4 mm de deflexión. **Resultados:** Hubo una diferencia estadísticamente significativa entre todos los alambres y entre todas las deflexiones, ya que el alambre Flexy Cooper NiTi presentó la menor carga entre todas las deflexiones analizadas. **Conclusión:** Se concluye que los alambres termoactivados alcanzan fuerzas más leves, lo que los hace más apropiados para alineaciones iniciales, las cuales requieren un mayor rango de deflexión.

Palabras clave: ortodoncia, alambres superelásticos, maloclusión

INTRODUCCIÓN

En la mecánica de alineación y nivelación en ortodoncia, es común usar alambres de aleación níquel-titanio de bajo calibre en las fases iniciales. La justificación es que son alambres que producen baja intensidad de fuerza acumulada por milímetro de deflexión y tienen una alta flexibilidad que permite una fácil inserción en los canales de los *brackets*¹⁻³.

Al elegir el alambre que se utiliza, puede optarse por alambre de aleación níquel-titanio superelásticos, con y sin propiedad de transformación térmica a temperaturas cercanas a la corporal y con la incorporación de cobre en la aleación. El alambre superelástico se fabrica en forma austenítica, tiene su superelasticidad activada por deformación y el termoactivado se fabrica en forma martensítica, cambiando la fase y la flexibilidad al cambiar la temperatura⁴.

La incorporación de cobre en la aleación comenzó con CuNiTi (Ormco™, California, EE. UU.), en una concentración del 6 %, considerada la concentración ideal para mejorar las propiedades de superelasticidad y transformación térmica. Desde entonces, estos alambres se han utilizado como el patrón oro en la investigación científica. Con la caída de la

patente, hace poco tiempo, hubo un aumento significativo en nuevos alambres lanzados con la incorporación de cobre en la aleación, respaldado por la supuesta mejora en el comportamiento del alambre, en la relación de carga y deflexión. Sin embargo, las investigaciones comparativas sobre estos nuevos alambres aún son escasas y se carece de información para el clínico, que ayude a elegir el mejor alambre y la marca a utilizar.

Los datos de la literatura afirman que hay una diferencia entre los alambres en el desempeño de determinar una meseta de fuerza e histéresis al momento de la descarga del alambre. Gatto *et al.* (2013)⁵ investigaron dos calibres de alambres (.014" y .016") superelásticos y termoactivados de cuatro marcas diferentes, en deflexiones de 2 mm y 4 mm. Utilizaron la prueba de tres puntos, pero con deflexiones directamente en el alambre, sin el uso de *brackets* o simulación del entorno oral. Hubo una diferencia significativa en la intensidad de la fuerza entre los tipos de alambres (superelásticos y termoactivados) y entre los calibres, pero no entre las marcas en general, lo que llevó a los autores a concluir que: cuando aumenta

la deflexión, la fuerza disminuye y cuando el calibre aumenta, la fuerza también aumenta. Teniendo en cuenta el factor de deflexión, ambos calibres, con 2 mm de deflexión presentan una carga marcada, mientras que con 4 mm las curvas son más anchas con mesetas de fuerza más extensas, lo que lleva a comprender que, con 2 mm de deflexión, los alambres no pueden expresar su superelasticidad. Otro estudio comparó calibres de alambres de 0,010" a 0,016" de diferentes marcas y consideró importante destacar que las propiedades mecánicas de los alambres de NiTi están muy influenciadas por diferentes parámetros tecnológicos, como la composición química, tratamiento térmico y grado de trabajo, que varían de una marca a otra. Evidenció una reducción de un 25 % en la fuerza en los alambres activados por calor, pero no se mencionó sobre la diferencia de la incorporación de cobre en la liga⁶. No hay estudios comparativos recientes que comparen nuevas aleaciones con la incorporación de cobre. Debido a la escasez de información y estudios que utilizan nuevos alambres de ortodoncia, nos propusimos llevar a cabo esta investigación, con alambres contemporáneos, superelásticos y termoactivados con incorporación de cobre, como contribución al estudio de los alambres al comienzo del tratamiento.

MATERIALES Y MÉTODO

El estudio se realizó en la Universidad de Guarulhos (Guarulhos. San Pablo, Brasil) y todas las mediciones fueron realizadas por un único operador. Treinta segmentos de alambres superelásticos de níquel-titanio de 30 mm formaron parte de la muestra: 10 alambres de calibre 0.014" de níquel-titanio superelástico (Flexy NiTi, Orthometric®, 10 alambres de calibre .014" de níquel-titanio superelástico termoactivado con cobre (Flexy Cooper NiTi) Orthometric® y 10 alambres de calibre .014" de níquel-titanio superelástico termoactivado con cobre (CuNiTi) Ormco™. Los segmentos fueron fijados en una máquina Instron® 3342 Universal con una celda de carga de 10 N para realizar la prueba de tres puntos (figura 1). Dado que la relación carga/deflexión, también, depende de la distancia entre los puntos de apoyo, el valor constante se fijó en 6 mm, que corresponde, aproximadamente, a la distancia entre los brackets. En las pruebas, se obtuvieron las curvas de fuerza (cN) versus deflexión (mm) a una velocidad de 2 mm/min (figura 2). El registro de fuerza se realizó a 0,5 mm, 1 mm, 2 mm y 4 mm, simulando una condición de maloclusión en el comienzo del tratamiento.



Fig. 1: Máquina universal de ensayos Instron® 3342 con celda de carga de 10N.

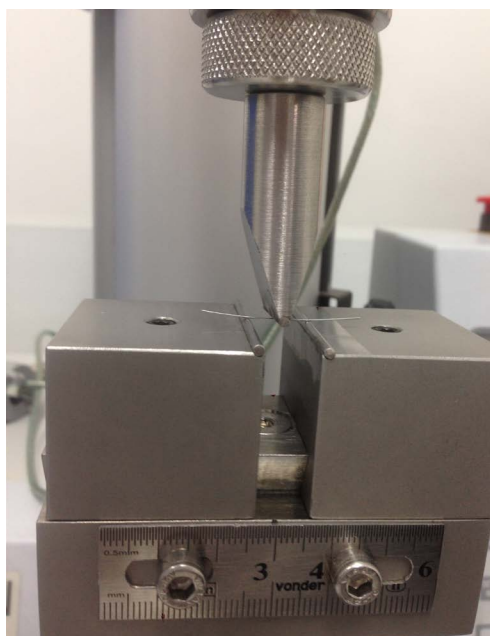


Fig. 2: Muestra de alambre de 30 mm colocada en la máquina con una deflexión de 4 mm.



Después de colocado un segmento en la máquina, comenzó la medición en el momento en que la celda de carga tocó el alambre, considerándose el tiempo “0”. A partir de ese momento, la celda de carga flexionó el alambre hasta un máximo de 4 mm, registrando la fuerza de retorno del alambre. Para cada calibre de alambre se realizaron 10 repeticiones, completando los 30 segmentos de alambre de la muestra.

Después de las pruebas de deflexión, los resultados de las fuerzas generadas se evaluaron mediante análisis de varianza (ANOVA) en un criterio de selección, con un nivel de significancia del 5 % para la comparación de los grupos, seguido del test de Tukey en los casos en que se presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$).

Todos los análisis se realizaron con la ayuda

del programa SigmaPlot, versión 12 (2012), Systat Software Inc.

RESULTADOS

Los resultados de los análisis estadísticos realizados en la presente investigación se describen en las *tablas 2 y 3* y muestran las comparaciones entre los diferentes alambres de níquel-titanio. En general, se observaron diferencias estadísticamente significativas en todas las deflexiones estudiadas (0,5 mm, 1 mm, 2 mm y 4 mm).

La *tabla 1* muestra el resultado de la prueba de normalidad en la distribución de los datos. Como los resultados no presentaron diferencias estadísticamente significativas, test paramétricos (media y desviación estándar) pudieron aplicarse para la comparación entre los diferentes grupos de alambres y *brackets* evaluados.

Tabla 1. Resultados de las pruebas de normalidad (Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk) aplicadas a todas las variables numéricas de alambres y cantidad de flexión, para evaluar la distribución de los datos.

Alambre	Deflexión	Kolmogorov-Smirnov ^a		Shapiro-Wilk	
		Estadística	p	Estadística	p
Flexy NiTi Orthometric®	0,5 mm	0,155	> 0,200	0,925	0,398
	1 mm	0,171	> 0,200	0,964	0,832
	2 mm	0,207	> 0,200	0,898	0,206
	4 mm	0,123	> 0,200	0,964	0,833
Flexy NiTi Termo Orthometric®	0,5 mm	0,220	0,183	0,892	0,179
	1 mm	0,176	> 0,200	0,917	0,335
	2 mm	0,145	> 0,200	0,912	0,295
	4 mm	0,223	0,169	0,892	0,177
CuNiTi Ormco™	0,5 mm	0,120	> 0,200	0,978	0,953
	1 mm	0,182	> 0,200	0,971	0,903
	2 mm	0,141	> 0,200	0,964	0,825
	4 mm	0,222	0,173	0,887	0,156

a. Correlación de significación de Lilliefors.

Tabla 2. Media (en cN) y desviación estándar (D. E.) de los resultados del test ANOVA a un criterio de selección y test de Tukey, cuando fue necesario, para evaluar el comportamiento de los alambres NiTi en diferentes deflexiones (n = 10).

Variable	Flexy NiTi Orthometric®		Flexy NiTi Termo Orthometric®		CuNiTi Ormco™		p
	Media	D. E.	Media	D. E.	Media	D. E.	
0,5 mm	6,213 ^a	0,969	4,293 ^b	0,375	7,467 ^c	0,254	< 0,001
1,0 mm	11,551 ^a	0,879	4,815 ^b	0,415	8,767 ^c	0,242	< 0,001
2,0 mm	14,502 ^a	0,684	5,359 ^b	0,432	9,585 ^c	0,294	< 0,001
4,0 mm	14,201 ^a	0,559	5,580 ^b	0,388	9,030 ^c	0,371	< 0,001

Distintas letras indican la presencia de una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos, indicado por el test de Tukey.

Tabla 3. Media (en cN) y desviación estándar (D. E.) del resultado del test-t pareado, para evaluar el comportamiento de los alambres en los diferentes intervalos de deflexión (n = 10).

	Desplazamiento	Media de la diferencia	D. E.	p
Flexy NiTi Orthometric®	0,5 mm a 1,0 mm	5,338	0,346	< 0,001
	1,0 mm a 2,0 mm	2,951	0,512	< 0,001
	2,0 mm a 4,0 mm	0,301	0,361	0,027
Flexy NiTi Termo Orthometric®	0,5 mm a 1,0 mm	0,522	0,061	< 0,001
	1,0 mm a 2,0 mm	0,544	0,072	< 0,001
	2,0 mm a 4,0 mm	0,221	0,155	0,001
CuNiTi Ormco™	0,5 mm a 1,0 mm	1,300	0,183	< 0,001
	1,0 mm a 2,0 mm	0,818	0,080	< 0,001
	2,0 mm a 4,0 mm	0,556	0,192	< 0,001

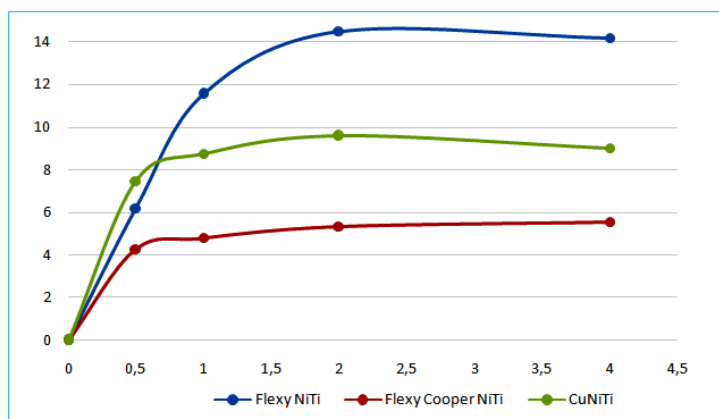
DISCUSIÓN

La literatura que envuelve las pruebas de deflexión comparativa entre calibres de alambre y las marcas, generalmente, elige calibres de 0,016" o mayores. Esta elección se basa en la recomendación de secuenciar el alambre durante la alineación y nivelación. Sin embargo, más recientemente, el uso clínico de alambre con calibre .014" ha aumentado considerablemente, sobre todo en las técnicas más actuales y debido a la comprensión en la importancia de reducir la intensidad de la fuerza para iniciar el movimiento dentario. Esta importancia surgió con el desarrollo de una mecánica de baja fricción que hizo posible tener dientes susceptibles al movimiento con fuerzas leves. Al usar técnicas de alta fricción, dependiendo del movimiento deseado, se necesitaba de una fuerza más intensa para reemplazar la resistencia al desplazamiento; ese es el motivo de la popularidad tradicional del alambre .016".

Independientemente del calibre del alambre que se utilice, tenemos la opción de alambre de aleación níquel-titanio superelástico con y sin propiedades de transformación térmica a temperatura oral. Otras investigaciones ya han mostrado diferencias en el comportamiento elástico e intensidades de resistencia divergentes al comparar diferentes calibres, tipo de aleación e intensidad de deflexión. Nuestros datos corroboran los que ya se encuentran en la literatura, mostrando una diferencia en el desempeño de determinar una meseta de fuerza e histéresis al momento de la descarga del alambre^{2,5}. La mayoría de los estudios investigan las deflexiones máximas de 2 mm

o 3 mm, pero en las técnicas de *brackets* de baja fricción las deflexiones son más altas y faltaban datos para demostrar el comportamiento de estos alambres frente a flexiones mayores^{3,5}. En nuestros resultados, pudimos demostrar que desde 2 mm en el alambre superelástico estable y desde 0,5 mm en los alambres termoactivados, se establece una meseta de fuerza y, a partir de entonces, independientemente de la intensidad de la deflexión, la intensidad de la fuerza varía en menor intensidad. Sin embargo, presentan valores significativamente diferentes entre sí, con la excepción del alambre Flexy NiTi entre las deflexiones de 2 mm y 4 mm, cuyo cambio de fuerza no alcanzó una diferencia estadística (gráfica 1). Es importante señalar que los alambres Flexy NiTi y CuNiTi tuvieron una reducción en la intensidad de la fuerza de deflexión de 2 mm a 4 mm, una diferencia que fue estadísticamente significativa para el grupo 3 (CuNiTi), lo que corrobora el resultado de algunos autores que concluyeron que cuando la deflexión aumenta, la intensidad de la fuerza disminuye⁵. Sin embargo, el grupo 2 (Flexy Copper NiTi) mostró un aumento en la fuerza de 2 mm para 4 mm, que fue estadísticamente divergente.

En nuestro trabajo, los alambres Flexy NiTi mostraron un aumento en la carga hasta una deflexión de 2 mm, lo que demuestra que la superelasticidad de estos alambres sólo se expresa a partir de 2 mm de deflexión. Clínicamente, esto es relevante ya que, en situaciones de alta fricción, deflexiones mayores que 2 mm son evitadas para controlar los efectos colaterales.



Gráfica 1. Relación carga/deflexión de los alambres a 0,5 mm; 1 mm; 2 mm y 4 mm de deflexión.

Dicho esto, se considera relevante señalar que, en estos casos, no hay ventajas en el uso de alambre superelástico en comparación con otras aleaciones más baratas, como el alambre de acero trenzado, ya que el comportamiento de flexión de hasta 2 mm es similar al de un alambre de acero trenzado. Los alambres con propiedades de transformación térmica, comenzaron su comportamiento superelástico antes, ya con 0,5 mm de deflexión, y fueron más eficientes y más ventajosos para la mecánica de alineación y nivelación. Vale la pena mencionar que el alambre NiTi Flexy Cooper de Orthometric® tuvo el menor valor al comienzo de la meseta de superelasticidad, sin exceder 6 cN, significativamente diferente de CuNiTi, que alcanzó aproximadamente 9 cN. Es decir que, estos alambres solo son efectivos para iniciar el movimiento dentario en técnicas que utilizan *brackets* de baja fricción. Por lo tanto, la elección de estos alambres para una mecánica de baja deflexión y alta fricción no parece estar justificada. Nuestros resultados indican que los alambres superelásticos se

vuelven más adecuados para una mecánica de alta fricción, que necesitan una mayor fuerza inicial y menor deflexión inicial, teniendo en cuenta que no han ejercido completamente su superelasticidad; mientras que los de aleación termoactivados expresan su superelasticidad tempranamente, aplican fuerzas extremadamente leves y su uso está más indicado en los casos de mecánica de baja fricción, que requieren una mayor intensidad de deflexión de los alambres.

CONCLUSIONES

Los alambres con calibre .014" de níquel-titanio superelástico presentan un comportamiento de superelasticidad solo después de 2 mm de deflexión y alcanzan fuerzas iniciales más altas y son más indicados para alineaciones con baja intensidad de deflexión inicial; y los termoactivados alcanzan fuerzas más leves, presentando una superelasticidad después de 0,5 mm de deflexión, siendo más apropiados para alineaciones iniciales que requieren un mayor rango de deflexión.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. *The super-elastic property of Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics*. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1986; 90: 1-10.
2. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. *Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires*. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991; 99: 310-318.
3. Olthjen JM, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF. *Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires*. Angle Orthod. 1997; 67: 209-218.
4. Kusy RP. *A review of contemporary archwires: their properties and characteristics*. Angle Orthod. 1997; 67: 197-208.
5. Gatto E, Matarese G, Di Bella G, Nucera R, Borsellino C, Cordasco G. *Load-deflection characteristics of superelastic and thermal nickel-titanium wires*. Eur J Orthod. 2013; 35: 115-123.
6. Lombardo F, Marafioti M, Stefanoni F, Mollica F, Siciliani G. *Load Deflection Characteristics and Force Level of Nickel Titanium Initial Archwire*. Angle Orthod. 2012; 82(3): 507-21.

Dr. Miguel Ángel Petrocelli



El 7 de mayo del corriente año, a los 80 años, nos dejó físicamente Miguel Ángel Petrocelli.

A muy corta edad, había recibido el fuerte impacto de perder a su padre. Un tiempo después, comenzó a frecuentar consultorios dentales adonde llevaba prótesis, ayudando así a su tío (al que mucho quería) que, como se decía antes, era mecánico dental. Fue quizás entonces, cuando ese sufrido niño que tan pronto conocía la responsabilidad laboral, comenzaba su romance con la odontología.

Paulatinamente, fue aprendiendo actividades de laboratorio y más adelante, ingresó a la Facultad de Odontología de la Universidad de Buenos Aires; antes de concurrir a clase colaboraba con su madre en la atención de un kiosco, en la venta de diarios y revistas. Durante varios años, asistió a la Cátedra de Anatomía de la citada Facultad, y con los conocimientos ahí adquiridos muchas veces enriqueció sus charlas. Canalizó su espíritu solidario a través de la Mutual Odontológica Argentina integrando diversas Comisiones Directivas.

La Asociación Odontológica Argentina, también, lo contó entre sus miembros, en cuyos cursos acrecentó conocimientos y tuvo, además, tareas docentes. En el ámbito de la Sociedad Argentina de Ortodoncia fue donde más actividades desarrolló: integró el Tribunal de Honor, el Comité de Ética para la Investigación, fue docente en diferentes cursos teórico-prácticos de larga duración, realizó clínicas de extensión docente; fue parte del Plantel del Curso de Especialistas, incluso, dados sus conocimientos organizativos se desempeñó como intendente del Congreso Internacional de Ortodoncia - CIOR y como el primer director administrativo de nuestra institución.

Pero su mayor orgullo fue, indiscutiblemente, su actuación en la Comisión Directiva, donde luego de cumplir roles importantes como secretario y tesorero, fue designado en los años 2005 - 2006, presidente de la SAO, cargo que honró con genuina dedicación y empeño.

A aquel chico de pantalones cortos que hacía los mandados para los odontólogos, le tocaba ahora presidir los destinos de la institución de ortodoncia más importante del país y destacado referente en el ámbito mundial; era el fruto de la ejemplar cultura del trabajo, estudio y esfuerzo que poseía.

En el interior (Neuquén y Mar del Plata), también, dictó varios cursos extensos; la Asociación Odontológica Marplatense, oportunamente, lo distinguió como socio honorario.

Llevaba cumplidos 52 años de casado con la novia que había conocido en el barrio, su amado Boedo; con Alicia y Martín formó una pequeña gran familia y juntos alentaban con fervor a su querido Club Atlético San Lorenzo de Almagro.

El apellido Petrocelli es de origen italiano y consta de cuatro sílabas; los que lo apreciaban, amigos, colegas, inclusive algunos alumnos, lo llamaban por su apócope, sacando dos sílabas. Era como que al reducir su apellido aumentaba el afecto que se le prodigaba y que él devolvía con esa simpatía de buena persona que lo caracterizaba.

Cuando se pegue un *bracket*, se cimente una banda o se instale un arco, en la memoria de sus discípulos el recuerdo de Miguel dando consejos, explicando y enseñando con claridad, estará siempre presente, como una nube etérea flotando sobre el sillón de la clínica. ¡Chau, Petro!

Dr. Eduardo G. Russell

Efectos de la interrelación arco-bracket, desde el microscopio electrónico de barrido

Autoras: Dra. Esp. Natalia Ethel Ramírez*, Dra. Esp. Valeria Ruiz*



* Especialista en Ortodoncia, egresada de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de La Plata. Odontóloga de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de La Plata (Prov. de Buenos Aires - Argentina).

RESUMEN

Los alambres en ortodoncia son elementos activos que tienen la capacidad de almacenar energía y liberar fuerzas. Los *brackets* permiten la unión directa y selectiva entre el arco de alambre y las piezas dentarias, lo que optimiza el efecto de presiones específicas de forma precisa y controlada, transmitiendo el movimiento en los tres sentidos del espacio. Durante el tratamiento de ortodoncia, estos elementos podrían sufrir alteraciones estructurales impidiendo el movimiento dental óptimo.

En el presente trabajo de investigación, se analizó la respuesta que tienen el arco de acero inoxidable 0.019" × 0.025" y el *slot* de *brackets* de zafiro, en el sector anterior del maxilar superior, cuando ejercen fricción entre sí, antes y después de ser utilizados clínicamente en un tratamiento de ortodoncia. Para esto, las muestras fueron lavadas con alcohol absoluto al 96 % y secadas para ser observadas en el microscopio electrónico de barrido ambiental (MEB) (*ESEM - environmental scanning electron microscope*), modelo FEI ESEM Quanta™ 200. Los arcos rectangulares fueron analizados por sus cuatro caras y cuatro aristas (superior, inferior, interna y externa; respectivamente) y los *slots* de *brackets* de zafiro fueron observados en un corte sagital y dividido en forma lineal en tres mediciones (interna, media y externa). Los datos obtenidos fueron volcados en una planilla de tabulación de datos para su análisis estadístico, mediante el test de normalidad de Shapiro-Wilk para medidas no paramétricas y el test de Fisher. En conclusión, las zonas más afectadas por el desgaste fueron las caras y aristas internas del arco de acero de 0.019" × 0.025", y la medición interna del *slot* de *brackets* de zafiro. Ambas presentaban una pérdida de la solución de continuidad en su estructura, evidenciando un área de mayor fricción.

Palabras clave: acero inoxidable, fricción, *slot*, desgaste, *bracket*.

ABSTRACT

Orthodontic wires are active elements that have the ability to store energy and release forces. The brackets allow the direct and selective bonding between the wire arch and teeth, optimizing the effect of specific pressures in a precise and controlled way, transmitting movement in the three directions of space. During orthodontic treatment, these elements could undergo structural changes preventing optimal dental movement. In the current research work, the response that the 0.019" × 0.025" stainless steel archwire and the sapphire bracket slot have in the anterior sector of the upper jaw when they exert friction on each other, before and after being clinically used in an orthodontic treatment was analyzed. For this purpose, the samples were washed in 96% absolute alcohol and dried to be observed under the environmental scanning electron microscope ESEM (MEB - microscopio electrónico de barrido ambiental), model FEI ESEM Quanta™ 200. The rectangular archwires were analyzed on their 4 faces and 4 edges (upper, lower, internal and external) and the sapphire brackets slots were observed in a sagittal section and linearly divided into three measurements (internal, medium and external). The data obtained were put in a data tabulation spreadsheet for its statistical analysis by using the Shapiro-Wilk normality test for nonparametric measures, and the Fisher test. In conclusion, the areas most affected by wear were the internal face and edges of the 0.019" × 0.025" steel arch and the internal measurement of the sapphire brackets slot. They both presented loss of continuity in their structure, providing evidence of an area of greater friction.

Keywords: stainless steel, friction, *slot*, wear, *bracket*.

INTRODUCCIÓN

El movimiento ortodóncico es el resultado de la aplicación de fuerzas a las piezas dentarias a través de dispositivos diseñados para almacenar energía y devolverla.¹⁻⁵ Las piezas dentarias y sus estructuras de sostén asociadas responden con una reacción biológica compleja, involucrando procesos de remodelación que dan por resultado su movimiento a través del hueso.⁶⁻¹⁰

En la aparatología fija, entran en juego partes constitutivas como los *brackets*, los arcos y el sistema de ligado. Los arcos son elementos activos que tienen propiedades físicas elásticas, con capacidad de almacenar y liberar fuerzas, los que al ser deformados dentro de su rango elástico generan tensiones que al liberarse estimulan el ligamento periodontal.^{7, 11-13} Dentro de la estructura de cada *bracket*, se encuentra la ranura o *slot*, que es el sitio donde se

localiza la información para imprimir a la pieza dentaria los movimientos en los tres sentidos del espacio: *in-out*, angulación y torque, al interactuar con el arco de ortodoncia.¹⁴⁻¹⁶ Si estos materiales no mantienen su integridad estructural, el ortodoncista debe realizar una serie de maniobras compensatorias para obtener el movimiento dental óptimo.

El arco actúa como guía o riel sobre el *slot* del *bracket* creando un deslizamiento que genera fricción, lo que, en exceso, puede resultar en pérdida de anclaje y disminución del movimiento dental.¹⁷⁻¹⁸ Cuando para mover un diente se aplica una fuerza a un *bracket*, este se inclina en la dirección de esa fuerza hasta que el arco entra en contacto con las esquinas del *slot*, provocando una deformación permanente del alambre y generando una torsión en los puntos X e Y. (Fig. 1)

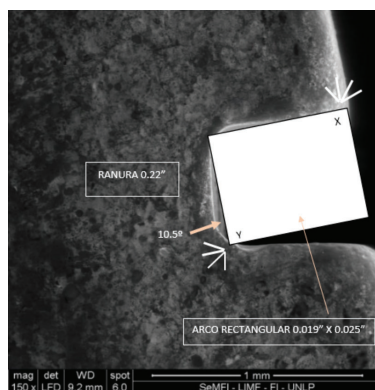
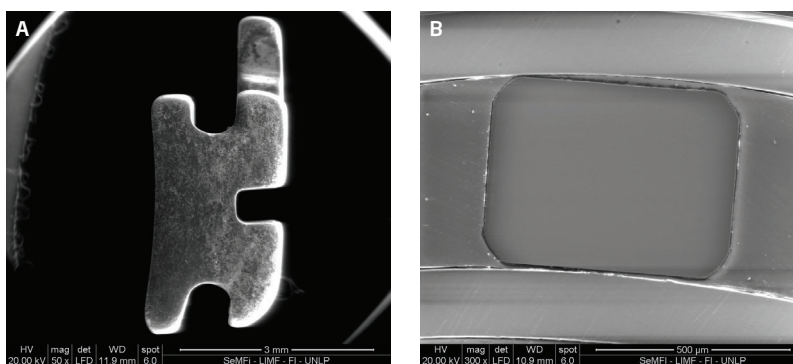


Fig. 1: Esquema de la relación del arco rectangular de 0.019" × 0.025" con el slot de brackets de 0.022" marcando los puntos de fricción X e Y.

Para disminuir la resistencia friccional, los fabricantes redondean los bordes del *slot* del *bracket*

y del arco, evitando la deformación o la generación de microfracturas.^{1, 19-23} (Figs. 2 A y B)



Figs. 2: Imagen vista en el MEB, donde se visualiza en un corte transversal en A) *bracket* de zafiro con ángulos redondeados; en B) aristas redondeadas del arco rectangular 0.019" × 0.025".

Durante el tratamiento clínico, los aparatos de ortodoncia se mantienen en la cavidad oral durante 2-3 años y están expuestos a factores físicos y químicos como el flujo salival, la masticación, el cepillado, el efecto de bebidas ácidas y la formación de biopelículas, que modifican las superficies que interactúan en el tratamiento.³⁻⁶ El factor biológico de mayor influencia en la fricción es la presencia de saliva, que actúa como lubricante y la reduce. En cambio, el aumento de fricción está dado por la acumulación de suciedad, la presión de la ligadura, el tamaño, la geometría del arco, su rigidez, su rugosidad superficial, el desgaste y la biodegradación de los materiales que generan mayor resistencia al deslizamiento.²⁴ Conservar el torque durante los tratamientos

de ortodoncia es habitualmente una difícil tarea, ya que es su mantenimiento lo que impide una correcta finalización del caso.²⁵⁻²⁹ Aunque a los arcos de trabajo suele llamárselos *full size*, es importante comprender que no lo son. En *brackets* con *slot* de 0.022" el arco *full size* es de 0.019" $\times$ 0.025" y es habitual que el clínico confíe en que el ajuste entre el *slot* y el arco es suficiente para un adecuado control del torque. Es determinante saber que, esa sección de alambre tiene una holgura dentro del *slot* de 10.5°, con lo que el control del torque no resulta tan preciso como podría suponerse. Si el clínico utiliza arcos de menor sección para un *slot* de 0.022", el juego interno aumenta con una pérdida de control.¹⁸ (Fig. 3)

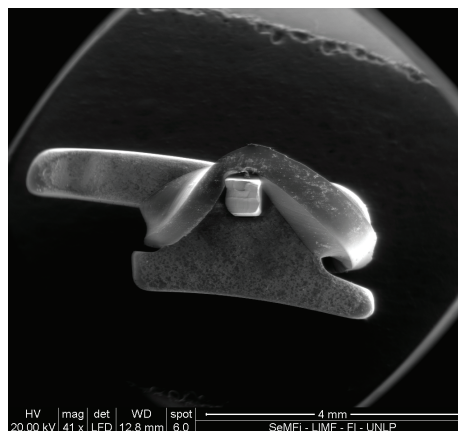


Fig. 3: Fotografía desde el MEB de la interrelación del *bracket* de zafiro con un arco de acero de 0.019" $\times$ 0.025" mediante ligadura elastomérica.

El objetivo del presente trabajo de investigación es estudiar, en el microscopio electrónico de barrido, los efectos que presenta el arco de acero inoxidable de 0.019" $\times$ 0.025" y el *slot* de *brackets* de zafiro, en la interrelación de ambas estructuras sometidas a la fricción, luego de haber sido utilizados en un tratamiento de ortodoncia.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para este estudio se utilizaron arcos de acero inoxidable de 0.019" $\times$ 0.025" y *brackets* de zafiro de *slot* de 0.022", ambos de la marca American Orthodontics (AO). Las muestras fueron observadas sin uso y luego de su uso clínico,

limitando el área de estudio al sector anterior de las piezas dentarias del maxilar superior (23-22-21-11-12-13).

Fueron analizadas seis muestras de arcos de acero de 0.019" $\times$ 0.025" sin uso clínico, que luego se utilizaron en un tratamiento de ortodoncia con *brackets* de zafiro de *slot* 0.022" durante un mes, y se retiraron para volver a ser analizadas. Cada muestra fue estudiada por sus cuatro caras (superior, inferior, interna y externa) y cuatro aristas (superointerna, superoexterna, inferointerna e inferoexterna) constituyendo un total de 576 mediciones.

En cuanto al *slot* de los *brackets* de zafiro, fueron analizados en 12 mediciones: 6 muestras

sin uso y 6 muestras con uso clínico. Cada *slot* fue dividido en tres partes (interna, media y externa), que constituyeron un total de 36 mediciones.

Todas las muestras fueron lavadas con alcohol

absoluto al 96 % y secadas con aire antes de ser introducidas en la cámara del microscopio electrónico de barrido ambiental ESEM (Environmental Scanning Electron Microscopy), modelo FEI ESEM Quanta™ 200. (Fig. 4)

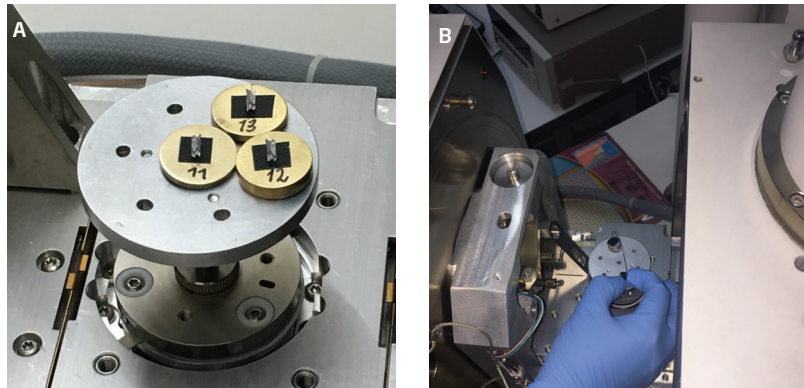


Fig. 4: A) Colocación de *brackets* de zafiro en la platina del MEB. B) Manipulación del arco de ortodoncia en la platina del MEB.

Se identificó y etiquetó con nombre cada arco estudiado: (A1, A2, A3, A4, A5 y A6) y se delimitó el área de estudio. En la interrelación arco-*slot*, se marcó, sobre cada alambre antes de su retiro de la boca con una microfibr indeleble, un punto de referencia con color negro, que indicaba su lado derecho y otro punto

indicando la línea media. El centro de cada *slot* se marcó sobre el alambre con color rojo para los incisivos centrales y caninos, y con color verde para los incisivos laterales. Se determinó una desviación estándar de $\pm 0,5$ mm que corresponde al ancho de la punta de la microfibr. (Fig. 5)



Fig. 5: Puntos de referencia realizados con microfibr, sobre el alambre, que se corresponden con el centro de cada *bracket*, en cada una de las piezas dentarias.

Tomando como referencia la marca realizada con microfibras del centro del *bracket* traza-da en el arco y tomando como medida el an-cho del *slot* de cada *bracket* en milímetros, pudo

delimitarse el área de estudio. Dentro de es-te fragmento del arco se observaron las cua-tro caras del alambre y las cuatro aristas en el MEB. (Fig. 6)

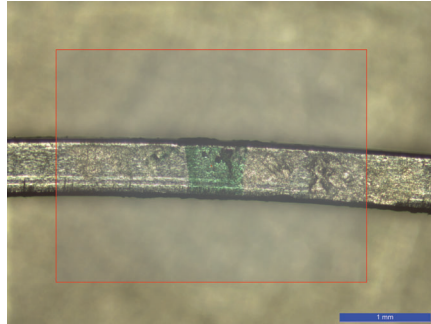


Fig. 6: Zona de estudio delimitada en el arco, donde se encuentra su interrelación con el *slot* del *bracket*, corres-pondiente a la pieza dentaria 12 (marca color verde).

El ancho del *slot* de cada *bracket* comprometi-do en la investigación, arrojó los siguientes valores:

- Incisivos centrales superiores: 3,4 mm.
- Incisivos laterales superiores: 3 mm.
- Caninos superiores: 3,5 mm.

De este modo, se pudo identificar si el sitio donde se visualizaba un signo de desgaste del alambre, correspondía al espacio compren-di-do por el íntimo contacto y la fricción alam-bre-*slot*.

Los resultados fueron volcados en una plani-lla Excel a la que se le colocó un valor “0”, si no había marcas de desgaste, y un “1”, si se encontraban dichas marcas de desgaste en la superficie (grietas, rayas, muescas) compren-dida en la zona delimitada de estudio.

En el caso de los *brackets* de zafiro se analizó la integridad de la superficie del *slot* y se trazaron tres mediciones lineales: interna, media y ex-terna desde una vista sagital del *slot* en *brackets* sin uso y, con uso clínico, luego de 2 años de haber sido utilizados clínicamente en un trata-miento de ortodoncia. (Fig. 7)

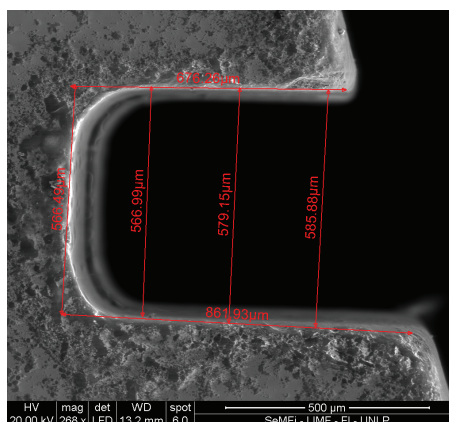


Fig. 7: Vista sagital en el MEB del *slot* del *bracket* de zafiro de la pieza dentaria 12, que muestra la medición interna, media y externa.

Todas las mediciones realizadas fueron volcadas en una planilla de tabulación de datos que consistió en una tabla de excel para su análisis estadístico.

La metodología empleada según el análisis y alcance de los resultados fue de tipo descriptivo-analítico, de cohorte transversal, prospectivo, comparativo (cuantitativo y cualitativo). El ámbito de estudio fue la Facultad de Odontología y la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de La Plata. Las estadísticas implementadas fueron las pruebas de normalidad de Shapiro-Wilk para medidas no paramétricas, en el caso de las muestras para

slot de brackets, y el test de Fisher en el caso de las muestras de arcos, mediante las cuales se realizó una comparación estadística del desgaste que sufren los materiales según la zona donde se halla el deterioro.

RESULTADOS

En las muestras de los arcos de acero de 0.019" × 0.025", se observó que la cara interna fue la más afectada, y la arista superior interna la que presentó mayor desgaste y, en segunda instancia, la inferior interna. En contraposición, la arista superior externa fue la que presentó menor desgaste. (Figs. 8 y 9 y Tablas 1 y 2)

	Desgaste de las caras del arco en cada bracket					
	11	12	13	21	22	23
Cara externa	1 (17 %)	4 (67 %)	1 (17 %)	4 (67 %)	2 (33 %)	2 (33 %)
Cara interna	4 (67 %)	4 (67 %)	4 (67 %)	3 (50 %)	4 (67 %)	4 (67 %)
Cara superior	2 (33 %)	1 (17 %)	3 (50 %)	1 (17 %)	1 (17 %)	1 (17 %)
Cara inferior	0 (0 %)	0 (0 %)	2 (33 %)	0 (0 %)	0 (0 %)	1 (17 %)

Tabla 1: Valores en porcentaje, que se obtuvieron del análisis en el MEB, según el desgaste en las caras superior, inferior, interna y externa, en cada bracket en particular. Se presentó más desgaste en la cara interna, con el número 4 como el valor más elevado y el número 0 como el menor valor.

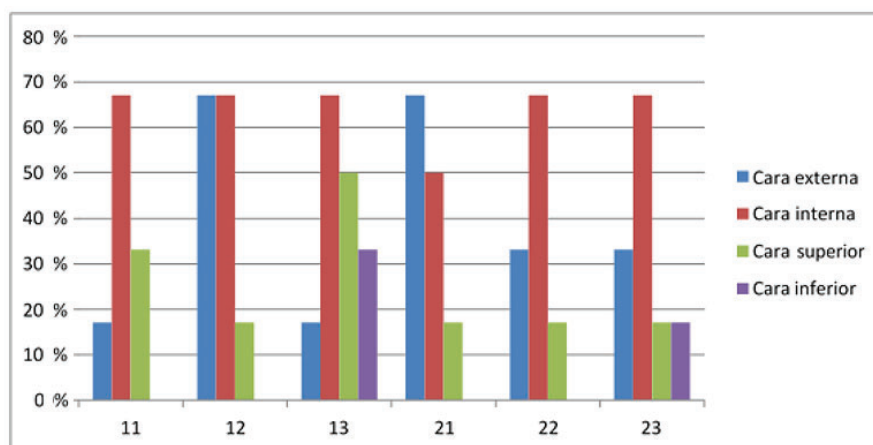


Fig. 8: Análisis del desgaste de las caras de los arcos de 0.019" × 0.025" por ubicación en cada bracket.

Desgaste de las aristas del arco por bracket						
	11	12	13	21	22	23
Arista superior interna	4 (67 %)	4 (67 %)	3 (50 %)	3 (50 %)	4 (67 %)	5 (83 %)
Arista superior externa	1 (17 %)	1 (17 %)	1 (17 %)	2 (33 %)	1 (17 %)	3 (50 %)
Arista inferior interna	5 (83 %)	4 (67 %)	4 (67 %)	2 (33 %)	4 (67 %)	3 (50 %)
Arista inferior externa	1 (17 %)	2 (33 %)	1 (17 %)	2 (33 %)	2 (33 %)	3 (50 %)

Tabla 2: Valores en porcentaje, que se obtuvieron del análisis en el MEB, según el desgaste presente en las aristas. En esta tabla se indica que el número 5 es el de mayor valor de desgaste y el número 1, el de menor valor de desgaste. Se presentó más desgaste en las aristas internas.

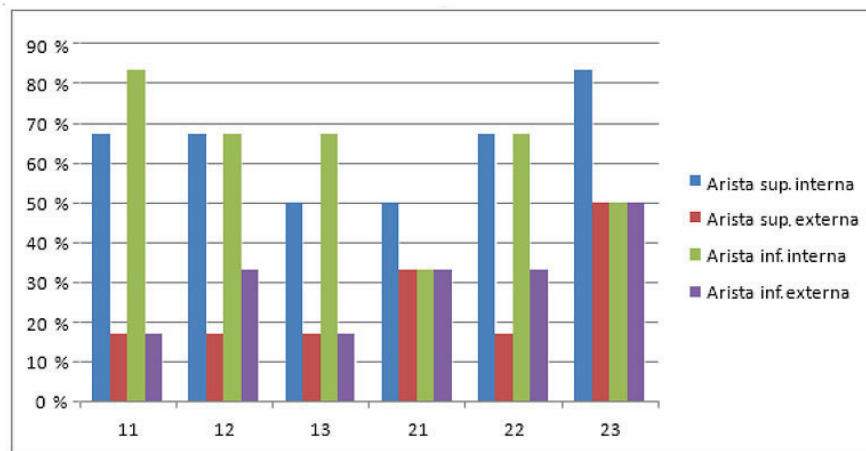


Fig. 9: Análisis del desgaste de las aristas de los arcos de 0.019" × 0.025" por ubicación en cada bracket.

En la muestra de *brackets* analizados, se encontró una diferencia estadísticamente significativa en la distancia interna del slot ($p = 0,002$)

entre las muestras sin uso y con uso clínico, en la cual se observa una mayor área de desgaste en la medición interna del slot. (Fig. 10)

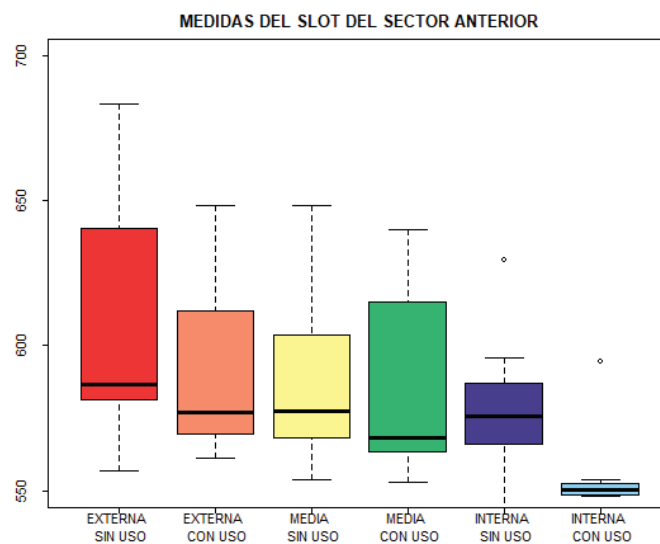


Fig. 10: Análisis de las medidas externas, medias e internas del slot de los *brackets*.

DISCUSIÓN

Según el análisis estadístico de las muestras estudiadas, se observó que las zonas más afectadas por el desgaste del arco rectangular de acero de $0.019'' \times 0.025''$, luego de su uso clínico, fueron las caras internas y aristas internas tanto superior como inferior. Así como también, se observó estadísticamente mayor desgaste de la medición interna del *slot* de *brackets* de zafiro de las muestras con uso clínico.

Según varios autores, como fue explicado en la introducción del presente trabajo, la presencia de rugosidades que comprometen la textura superficial del *slot* del *bracket* y la superficie del arco de acero en su interrelación durante el uso clínico, pueden ocasionar

variaciones en la fuerza friccional generando su incremento.³⁰⁻³³ Es por esto que ambas superficies deben mantenerse lisas y pulidas durante el tratamiento, para prevenir el incremento de las fuerzas friccionales.

Tanto en los *brackets* como en los arcos de acero rectangulares retirados luego de su uso clínico, se observó una pérdida de la solución de continuidad de las superficies, en forma de grietas, muescas y rayas, que coincidía en las áreas internas de ambas estructuras en las zonas de deslizamiento en la interrelación arco-*bracket*. De esta forma es coincidente que la cara interna del arco toma íntimo contacto con la región interna del *slot*. (Figs. 11 y 12)

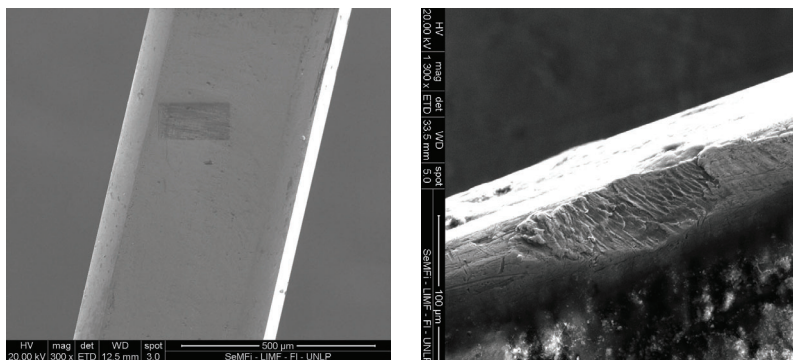


Fig. 11: Imágenes en el MEB, (izq.) arco de acero de $0.019'' \times 0.025''$ sin uso clínico; (der.) arco de acero de $0.019'' \times 0.025''$ que muestra el desgaste de la arista superior interna del mismo. Obsérvese el depósito de placa bacteriana en su superficie.

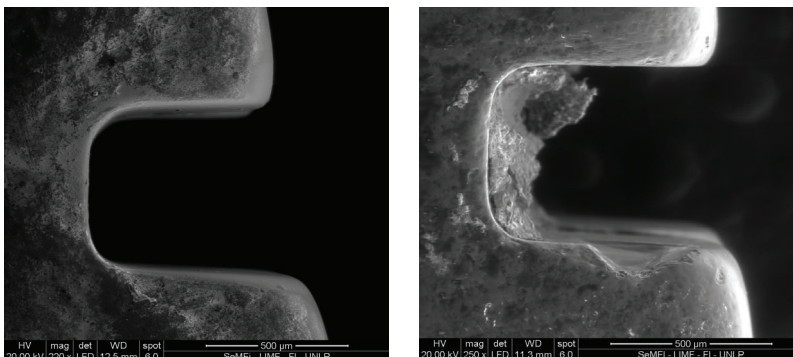


Fig. 12: Imágenes en el MEB, (izq.) *bracket* sin uso clínico; (der.) *bracket* que muestra la pérdida de la solución de continuidad. Obsérvese el depósito de placa bacteriana en el interior del *slot* del *bracket* usado.

CONCLUSIÓN

En conclusión, mediante este trabajo de investigación, se pudo observar en el microscopio electrónico de barrido un mayor desgaste en forma de muescas, rayas, defectos y grietas, tanto en las caras internas como en las aristas internas de los arcos rectangulares de acero de $0.019'' \times 0.025''$ luego de su uso clínico. También, se observó un mayor desgaste de la medición interna del slot de brackets de zafiro luego de su uso clínico.

Esto podría suponer un mayor deslizamiento entre las caras y aristas internas del arco de acero de $0.019'' \times 0.025''$ con la superficie interna del slot de los brackets de zafiro, lo que genera defectos en la solución de continuidad de ambas superficies, que podrían aumentar de esta manera la fricción en la interrelación de ambas estructuras.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alonso Uribe Restrepo G. *Ortodoncia teórica y clínica*. Medellín, Colombia; 2004.
- Mikulewicz M, Wołowicz P, Michalak I, Chojnacka K, Czopor W, Berniczei-Royko A. Mapping chemical elements on the surface of orthodontic appliance by SEM-EDX. *Med Sci Monit*. 2014 May 25; 20: 860-5.
- Sfondrini MF, Cacciafesta V, Maffia E. Chromium release from new stainless steel, recycled and nickel-free orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 2009; 79: 361-367.
- Fernández-Minano E, Ortiz C, Vicente A. Metallic ion content and damage to the DNA in oral mucosa cells of children with fixed orthodontic appliances. *Biomaterials*. 2011; 24(5): 935.
- Harzer W, Schröter A, Gedrange T, Muschter F. Sensitivity of titanium brackets to the corrosive influence of fluoride-containing toothpaste and tea. *Angle Orthod*. 2001; 71(4): 318-23.
- Amini F, Rakhshan V, Mesgarzadeh N. Effects of long-term fixed orthodontic treatment on salivary nickel and chromium levels: a 1-year prospective cohort. *Biol Trace Elem Res*. 2012; 150(1-3): 15-20.
- Gill DS, Naiani FB. *Ortodoncia. Principios y práctica*. México: Manual Moderno; 2013.
- Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006; 129(4): 1-32.
- Henneman S, Von den Hoff JW, Maltha JC. *Mechanobiology of tooth movement*. *Eur J Orthod*. 2008; 30(3): 299-306.
- Garlet TP, Coelho U, Repeke CE, Silva JS, Cunha F, Garlet GP. Differential expression of osteoblast and osteoclast chemotactic factors in compression and tension sides during orthodontic movement. *Cytokine*. 2008; 42(3): 330-5.
- Moyers RE. *Manual de ortodoncia*. 4.ª ed. Buenos Aires: Editorial Panamericana; 1992. Cap. 1: 2-5.
- Gregoret J, Tuber E, Escobar H. *El tratamiento ortodóncico con arco recto*. Madrid: NM Ediciones; 2003.
- Macchi RL. *Materiales dentales*. 4.ª ed. Editorial Panamericana; 2007.
- Fidalgo TK, Pithon MM, Maciel JV, Bolognese AM. Friction between different wire bracket combinations in artificial salivary in vitro evaluation. *J Applied Oral Science. Revista FOB*. 2011; 19(1): 57-62.
- Pontes LF, Cecim RL, Machado SM, Normando D. Tooth angulation and dental arch perimeter- the effect of orthodontic bracket prescription. *Eur J Orthod*. 2015; 37(4): 4359.
- Nanda R. *Biomecánica en ortodoncia clínica*. Buenos Aires: Ed. Médica Panamericana; 1998.
- Al Fakir H, Carey JP, Melenka GW, Nobes DS, Heo G, Major PW. Investigation into the effects of stainless steel ligature ties on the mechanical characteristics of conventional and self-ligated brackets subjected to torque. *J Orthod*. 2014; 41: 188-200.
- Álvarez AT. *Biomecánica ¿estás ahí?* Argentina: Providence; 2011.
- Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determination of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod*. 1999; 21(2): 199-208.
- Madriguera SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009; 135(4): 442-7.
- Southard TE, Marshall SD, Grosland NM. Friction does not increase anchorage loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007; 131(3): 412-4.
- Pacheco MR, Jansen WC, Oliveira DD. *The role of friction in orthodontics*. Dental Press J. Orthod. 2012; 17(2).
- McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H. *Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóncico*. Madrid: Elsevier; 2002.
- Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. An evaluation of slot size in orthodontic brackets- are standards as expected? *Angle Orthod*. 2004; 74: 450-3.
- Daems J, Celis JP, Willems G. Morphological characterization of as-received and in vivo orthodontic stainless steel archwires. *Eur J Orthod*. 2009; 31(3): 260-5.
- Varadaraju M, Pandurangan H. Finite element analysis of slot wall deformation in stainless steel and titanium orthodontic brackets during simulated palatal root torque. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2018; 153(4): 481-8.
- Schiff N, Grosogeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoridated mouth washes on corrosion resistance of orthodontic wires. *Biomaterials*. 2004; 25(19): 4535-42.
- Kim H, Johnson JW. Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires. *Angle Orthod*. 1999; 69(1): 39-44.
- Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009; 135: 442-47.
- Viazis AD. *Atlas de ortodoncia. Principios y aplicaciones clínicas*. Madrid: Ed. Médica Panamericana; 2003.
- Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994; 106(3): 273-78.
- Erazo Báez A. *Estudio comparativo analítico in vitro del torque diferencial entre 5 marcas de brackets de incisivos centrales superiores con slot de 0.018'' y 0.022'' incorporando alambre de acero 0.017'' x 0.025'' y 0.021'' x 0.025'' respectivamente*. (Tesis doctoral). San Francisco de Quito: Universidad San Francisco de Quito; 2009.
- Kancab Díaz RC, Ruiz Díaz R, Ruiz Botello G, Padilla Olvera S. Tolerancia en la ranura de brackets .022'' x .025'' de tres casas comerciales usados en el postgrado de ortodoncia de la UNAM. *Rev. Mexicana de Ortodoncia*. 2014; 2(3): 192-1.