

## 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*.

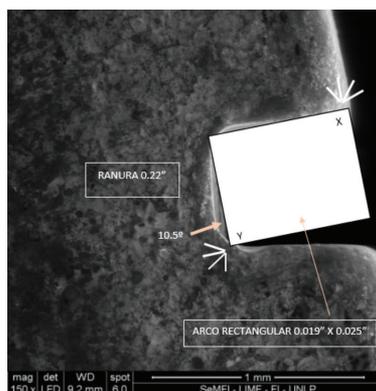
## INTRODUCCIÓN

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.<sup>1-5</sup> 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.<sup>6-10</sup>

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.<sup>7, 11-13</sup> 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.<sup>14-16</sup> Si estos materiales no mantienen su integridad estructural, el ortodoncista debe realizar una serie de maniobras compensatorias para obtener el movimiento dental óptimo.

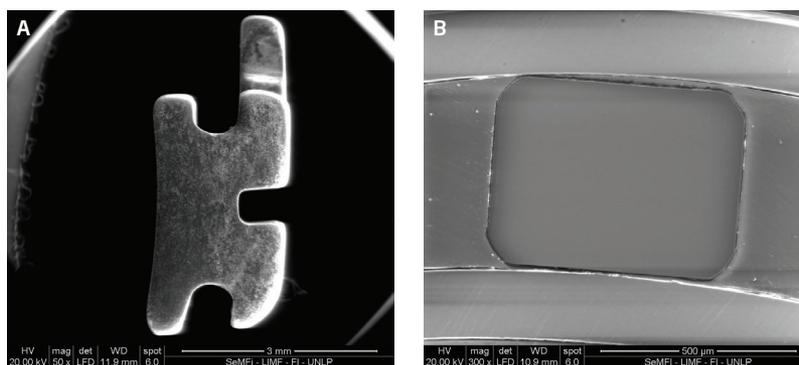
El arco actúa como guía o riel sobre el *slot* del *bracket* creando un deslizamiento que genera fricción, lo que, en exceso, puede resultar en pérdida de anclaje y disminución del movimiento dental.<sup>17-18</sup> Cuando para mover un diente se aplica una fuerza a un *bracket*, este se inclina en la 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*

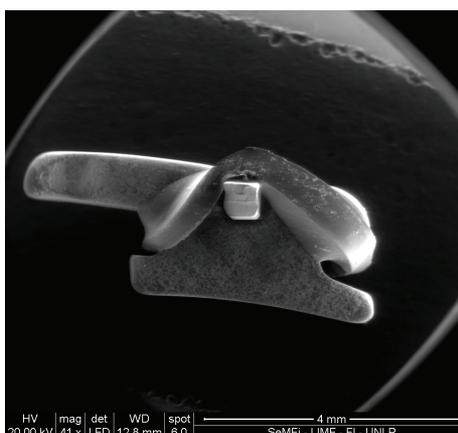
y del arco, evitando la deformación o la generación de microfracturas.<sup>1, 19-23</sup> (Figs. 2 A y B)



**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.<sup>3-6</sup> 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.<sup>24</sup> 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.<sup>25-29</sup> 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" × 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.<sup>18</sup> (Fig. 3)



**Fig. 3:** Fotografía desde el MEB de la interrelación del *bracket* de zafiro con un arco de acero de 0.019" × 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" × 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" × 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).

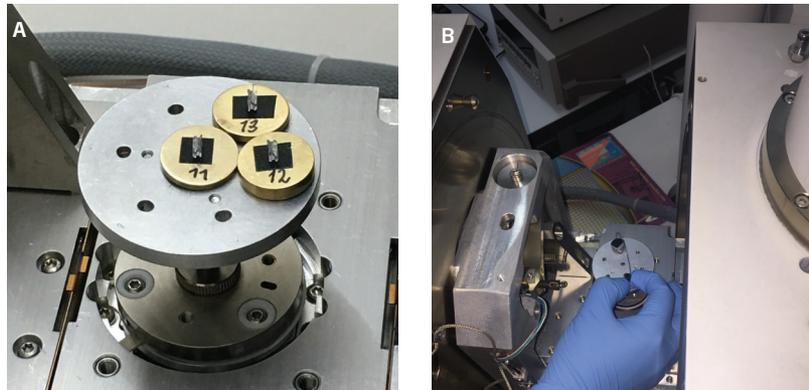
Fueron analizadas seis muestras de arcos de acero de 0.019" × 0.025" sin uso clínico, que luego se utilizaron en un tratamiento de ortodoncia con *brackets* de zafiro de *slot* 0.022" durante un mes, y se retiraron para volver a ser analizadas. Cada muestra fue estudiada por sus cuatro caras (superior, 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

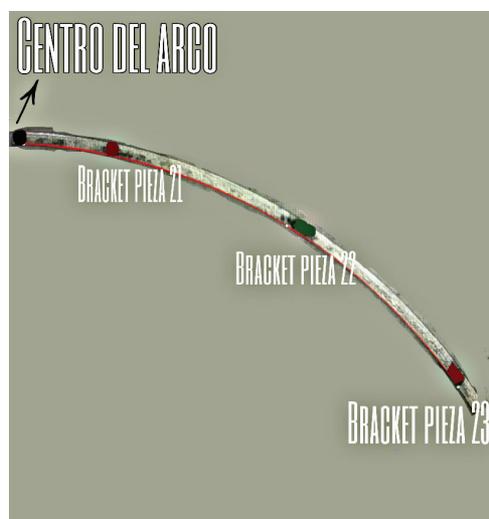
absoluto al 96 % y secadas con aire antes de ser introducidas en la cámara del microscopio electrónico de barrido ambiental ESEM (*Environmental Scanning Electron Microscopy*), modelo FEI ESEM Quanta™ 200. (Fig. 4)



**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 microfibrá del centro del *bracket* trazada en el arco y tomando como medida el ancho del *slot* de cada *bracket* en milímetros, pudo

delimitarse el área de estudio. Dentro de este fragmento del arco se observaron las cuatro 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*, correspondiente a la pieza dentaria 12 (marca color verde).

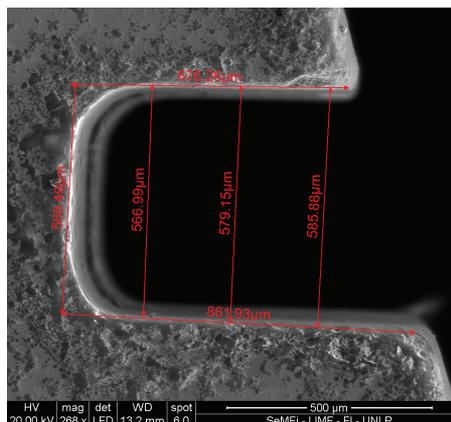
El ancho del *slot* de cada *bracket* comprometido en la investigación, arrojó los siguientes valores:

- 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 comprendido por el íntimo contacto y la fricción alambre-*slot*.

Los resultados fueron volcados en una planilla 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) comprendida 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 externa 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 tratamiento 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.

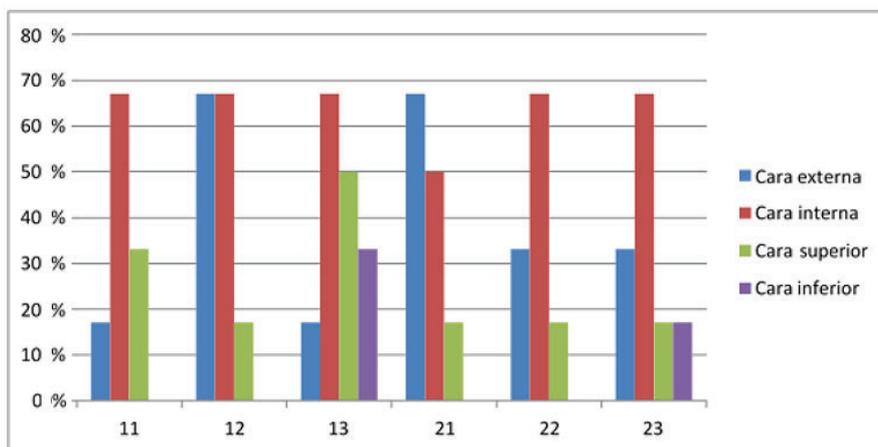
### RESULTADOS

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
<b>Cara externa</b>	1 (17 %)	4 (67 %)	1 (17 %)	4 (67 %)	2 (33 %)	2 (33 %)
<b>Cara interna</b>	4 (67 %)	4 (67 %)	4 (67 %)	3 (50 %)	4 (67 %)	4 (67 %)
<b>Cara superior</b>	2 (33 %)	1 (17 %)	3 (50 %)	1 (17 %)	1 (17 %)	1 (17 %)
<b>Cara inferior</b>	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.

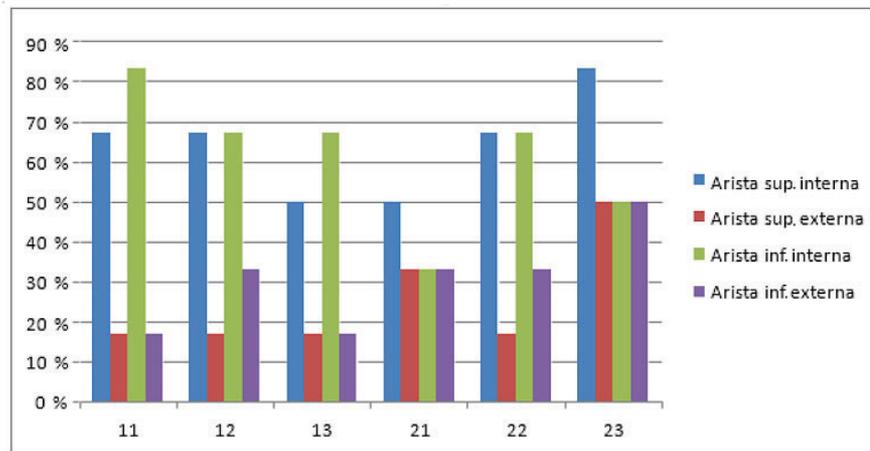


**Fig. 8:** Análisis del desgaste de las caras de los arcos de 0.019" × 0.025" por ubicación en cada *bracket*.



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

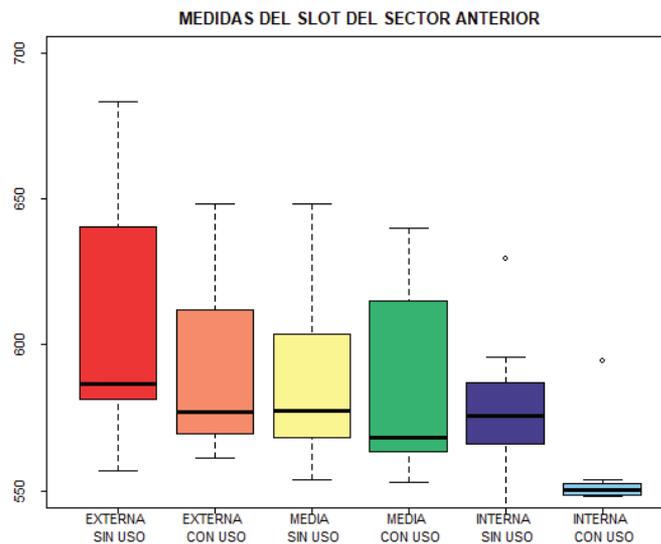
**Tabla 2:** Valores en porcentaje, que se obtuvieron del análisis en el MEB, según el desgaste presente en las aristas. En esta tabla se indica que el número 5 es el de mayor valor de desgaste y el número 1, el de menor valor de desgaste. Se presentó más desgaste en las aristas internas.



**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.

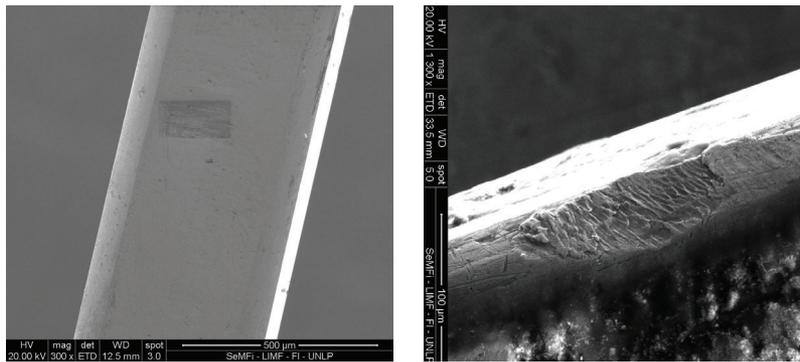
## DISCUSIÓN

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" × 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.

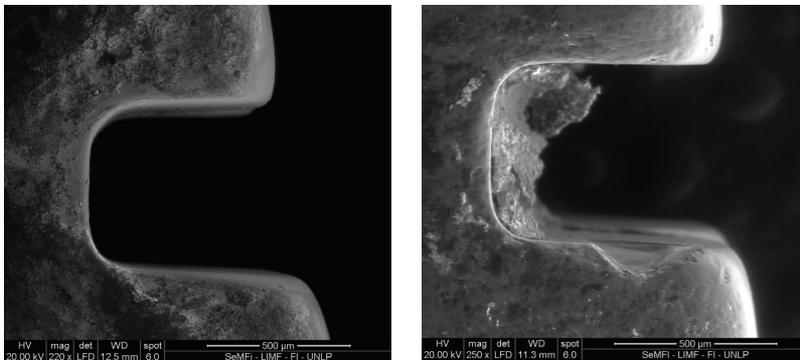
Según varios autores, como fue explicado en la introducción del presente trabajo, la presencia de rugosidades que comprometen la textura superficial del *slot* del *bracket* y la superficie del arco de acero en su interrelación durante el uso clínico, pueden ocasionar

variaciones en la fuerza friccional generando su incremento.<sup>30-33</sup> 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" × 0.025" sin uso clínico; (der.) arco de acero de 0.019" × 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" × 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" × 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*. Biometals. 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 chemmoattractants 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 salivarian 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 soft 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, Grosogogeat 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" × 0.025" y 0.021" × 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" × .025" de tres casas comerciales usados en el postgrado de ortodoncia de la UNAM*. Rev. Mexicana de Ortodoncia. 2014; 2(3): 192-1.