



Friction in orthodontics

Fricción en ortodoncia

PEDRO MARÍA JARAMILLO-VALLEJO¹ OLGA BIBIANA SALCEDO-OSPINA²

¹ Certificado en Odontología Integral del Adolescente (Ortodoncia). Profesor del Departamento de Estudios Básicos Integrados de la Facultad de Odontología de la Universidad de Antioquia.  0000-0001-6560-6212

² DDS, Certificada en Odontología Integral del Niño (Odontopediatría). Profesora Asistente, Departamento de Estudios Básicos Integrados, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia.  0000-0001-8419-5236

ABSTRACT

Friction is a fundamental aspect of orthodontic movement. Researchers and clinicians must be acquainted with its biomechanical and physical principles, as well as the potential alterations that may occur with the use of diverse materials. This literature review presents an approach of the physical principles at work in frictional mechanics, an analysis of the friction, at macro and microscopic level, of different orthodontic materials; describes the influence of friction on tooth movement and presents an update on friction research and its relationship to various materials.

Keywords: friction, orthodontics, orthodontic friction.

Resumen

La fricción es un aspecto fundamental del movimiento ortodóncico. Investigador y clínico deben conocer sus principios físicos biomecánicos y los cambios que pueden darse con el uso de materiales diversos. En esta revisión bibliográfica se presenta una visión acerca de los principios físicos que actúan en mecánicas friccionales, se hace un análisis de la fricción, a nivel macro y microscópico, de diferentes materiales ortodóncicos; se describe la influencia de la fricción sobre el movimiento dental y se presenta una actualización de investigaciones sobre fricción y su relación con diversos materiales.

Palabras clave: fricción, ortodoncia, fricción ortodóncica.

Enviado: Enero 26/2022 – Aceptado: noviembre 01/2023



Cómo citar este artículo: Jaramillo-Vallejo PM, Salcedo-Ospina OB. Friction in orthodontics. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2023; 35(2): 88-107. DOI: <http://dx.doi.org/10.17533/udea.rfo.v35n2a8>

INTRODUCCIÓN

La fricción se define como la fuerza que se resiste al deslizamiento de una superficie sobre otra y actúa en una dirección opuesta al sentido del movimiento¹. Es un tema discutido y controversial en ortodoncia, con puntos de vista divergentes^{2,3}. La biomecánica ortodóncica actual favorece la técnica de deslizamiento friccional con elementos que reducen la fricción entre bracket y alambre^{4,5}. Los materiales ortodóncicos utilizados en esta técnica son complementarios y requeridos para hacer tratamientos eficientes⁶. El comportamiento de las diferentes variables friccionales será revisado a continuación.

Sistemas de medición friccional

Existen muchos métodos para medir fricción: modelos en ivorina simulando estructuras dentales⁷,

modelos dividido en yeso⁸, sistemas linguales con diferentes combinaciones de brackets y alambres⁹, equipos de instrumentación para medir fricción ortodóncica en modelos de laboratorio¹⁰, y métodos en modelos 3D con sistemas de sensores específicos para dirección de movimiento y fricción¹¹.

Leyes de la fricción seca

No existen superficies libres de fricción. La ley de Coulomb define la fricción en seco (F) como la fuerza normal (N), la cual mantiene en contacto las superficies, multiplicada por el coeficiente de fricción (μ), $F=\mu N$ ¹. Esta fuerza friccional es una fuerza tangencial producida cuando existe movimiento de una superficie en contacto respecto a la otra. Esta fuerza es limitada y no impide el movimiento si aplicamos fuerzas suficientemente grandes¹. Si ubicamos un bloque sobre una superficie plana horizontal, las fuerzas que actúan sobre el bloque son su peso W y la reacción de la superficie (Figura 1). Como el peso no tiene componentes horizontales, no hay reacción de la superficie y por lo tanto la fuerza normal derivada del peso W (N) mantiene en contacto las superficies. Si se aplica sobre el bloque una fuerza horizontal P , existe otra fuerza horizontal que contrarresta a P (la fuerza de fricción estática (F)). F es la resultante de un gran número de fuerzas que actúan sobre toda la superficie de contacto entre el bloque y la superficie plana. Si F es mayor que P , el bloque no se moverá. Si incrementamos la fuerza P , la fuerza de fricción F también crece oponiéndose a P , hasta que alcanza cierto valor de F máximo, o F_m . Si P sigue incrementándose, la fuerza de fricción ya no es capaz de contrarrestarla y el bloque empieza a desplazarse. Cuando esto acontece, la magnitud F cambia de F_m a F_k (fuerza de fricción dinámica) la cual permanece constante¹. A partir de ese momento el bloque continúa deslizándose y puede incrementar su velocidad a medida que aumenta P .

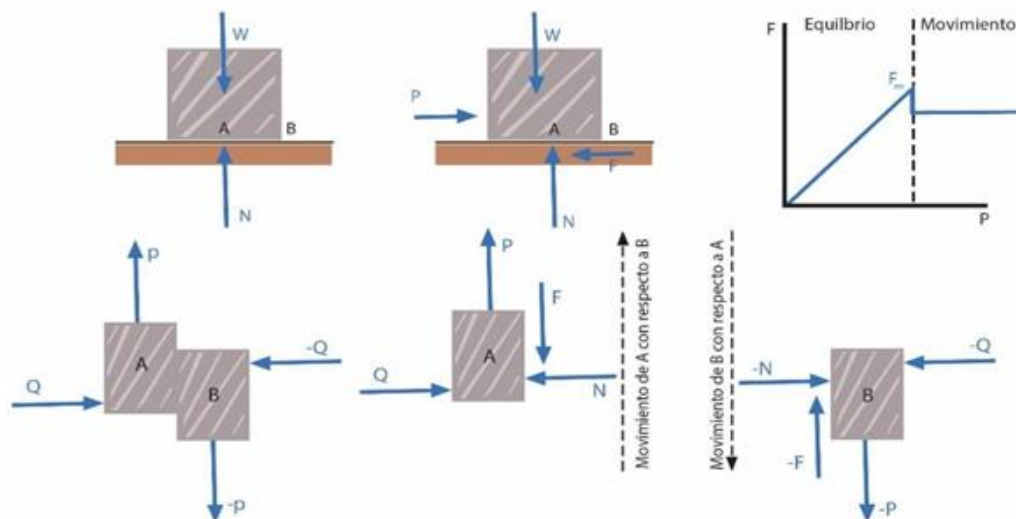


Figura 1. Ilustración esquemática de las leyes de la fricción seca: peso (W) fuerza (P) fricción (F) fricción estática (F_m) y fricción dinámica (F_k)

Fuente: por los autores

Fricción en ortodoncia

Las siguientes variables deben tenerse en cuenta al evaluar fricción: angulación, ancho interbracket, distancia interbracket, tamaño del arco, y tipo de material¹². Los factores implicados en la fricción se clasifican en físicos, mecánicos y biológicos^{5,13}. Entre los factores mecánicos, la combinación de propiedades de diferentes materiales puede dar como resultado aleaciones con características únicas, aunque no existe un material ideal. Las aleaciones de acero inoxidable (SS) de uso clínico producen una cupla casi ideal bracket-arco, con una rugosidad de superficie más baja que otras combinaciones¹⁴. En comparación, los brackets de zafiro presentan mayor rugosidad que los de SS. Así mismo, la rugosidad superficial del alambre de fibra de vidrio producirá altas fuerzas de fricción estática y dinámica en seco. Esto es importante al valorar la fricción obtenida entre ambos materiales en comparación al SS. A su vez, el uso de aleaciones como el A-NiTi genera una fuerza adhesiva en la interfaz que aumenta la fricción con respecto al SS. Este resultado podría atribuirse a la baja rugosidad de la superficie y la alta resistencia a la corrosión de estas aleaciones¹⁵.

Los coeficientes de fricción estática y dinámica dependen de la naturaleza de las superficies en contacto (coeficientes de fricción entre superficies, por ejemplo metal/metal, y no de su área de contacto^{1,16}). Estos coeficientes presentan variaciones dependiendo si se hacen pruebas en seco versus en lubricación. Por lo general, los valores de fuerza friccional seca son más altos que en lubricados. Sin embargo, en casos de contactos metal-metal existen interacciones corrosivas entre saliva artificial y las superficies metálicas, las cuales aumentan los valores de fricción (Figura 2).

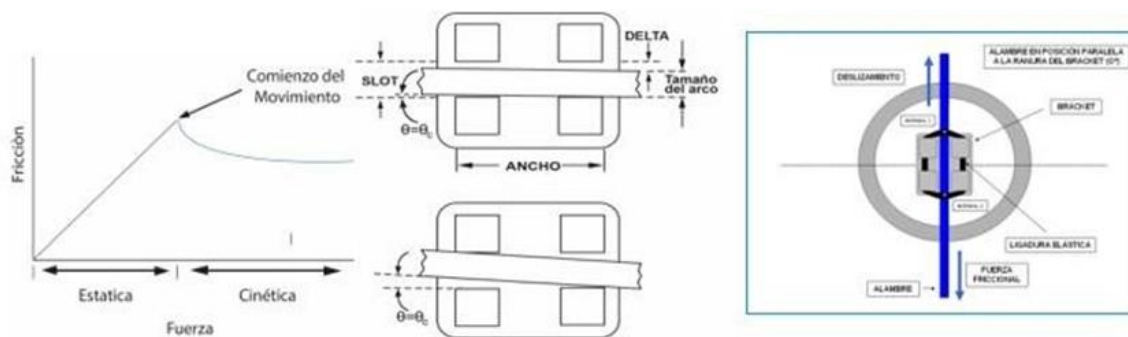


Figura 2. Esquema del desplazamiento en la fricción estática y la fricción cinética

Fuente: por los autores

El bracket como sistema

La cupla bracket-alambre puede analizarse como un sistema friccional, en el cual el bracket se mueve en el alambre. El bracket en este sistema tiene tres elementos: la base, las aletas y la ranura. A su vez, los arcos presentan tres elementos: forma, tamaño, y material¹⁷ ¿Cuál es la mejor combinación arco-bracket en la técnica de deslizamiento? Kusy y Whitley¹⁸ definieron los factores que intervienen en fricción, así:

- RS (resistencia al deslizamiento) = F (Fricción) [PL (ploughing: defectos estructurales de brackets y alambres) + IN (roughness interlocking: entrelazamiento de rugosidades) + SH (Shearing o Cizallamiento: cambio de forma por acción de pares de fuerzas)] + BI (binding:

fijación del alambre al bracket) + NO (notching: deformación permanente en el alambre una vez que ya ha hecho contacto con las esquinas de la ranura del bracket y excede la deformación elástica) (Figura 3).

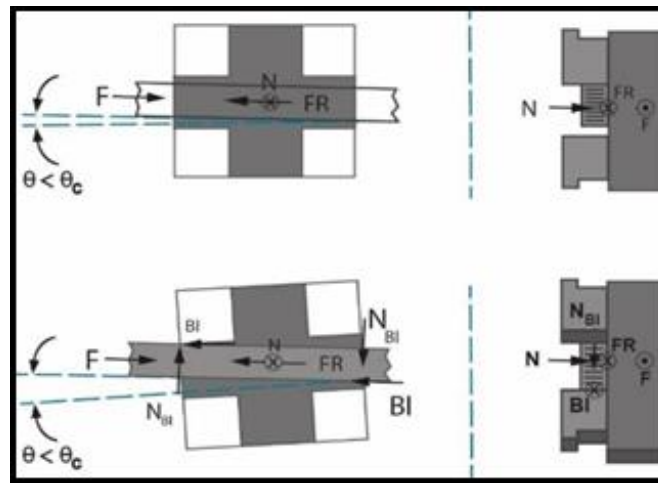


Figura 3. Sistema de fricción entre arco y bracket

Fuente: por los autores

Se ha confirmado que la distancia interbracket (IBD) y no el tamaño del bracket, es el factor determinante para la rigidez del sistema^{16,19,20}.

Ranura del bracket

El bracket tiene ranuras con medidas establecidas para la instalación de los arcos. Existen dos medidas universales: 0,018”*0,025” y 0,022”*0,028”. Sin embargo, existen otras dimensiones de ranura²¹. Algunos brackets de autoligado presentan variaciones principalmente en su altura²². Las paredes de la ranura del bracket pueden ser planas u ovaladas. Los materiales varían entre acero, alúmina policristalina o monocristalina (con diferencias significativas²³⁻²⁵) (Figura 4).

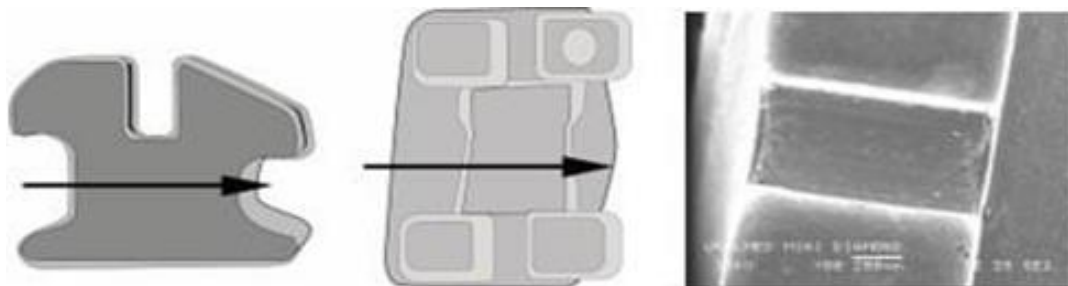


Figura 4. Esquema ilustrativo de los brackets y fotografía microscópica de un bracket metálico (SEM)

Fuente: por los autores

Angulación bracket-arco

Pueden presentarse diferentes posibilidades: ranura paralela al arco, ángulo entre la ranura y el arco, y deformación entre la ranura y el arco (por la flexibilidad del arco)²⁶⁻²⁸ (Figura 5). De esta relación se desprenden varios fenómenos, como:

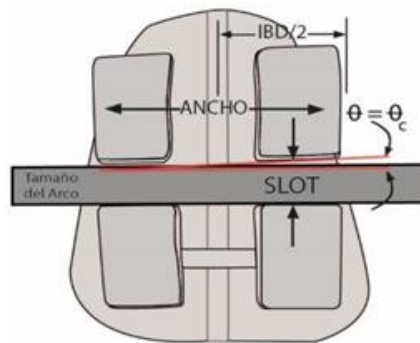


Figura 5. Esquema de bracket y arco

Fuente: por los autores

Ángulo de contacto crítico

Ángulo formado entre el alambre y la ranura del bracket a partir del cual el alambre empieza a tocar las paredes de la ranura, sin dejar espacio entre los dos elementos^{18,27,28}. El ángulo de contacto crítico de un bracket depende de su amplitud, la geometría (tamaño) de su ranura, el tamaño del alambre, la diferencia dimensional arco-ranura (que afecta el ángulo de torque), la angulación arco-ranura y la distancia intrabacket^{16,26,29}.

Binding

Contacto que hace el alambre en los extremos de la ranura del bracket durante el ligado cuando el ángulo de contacto crítico es mayor que el ángulo de contacto real (Figura 6). Ocurre en dos formas:

- Deformación elástica: cuando el alambre y el bracket regresan a su forma original una vez se retira la fuerza
- Pérdida de elasticidad: se produce una deformación del arco o del bracket por efecto del binding y la fricción, con curvaturas en la ranura y curvatura convexa en su fondo^{6,30}. Al alterar el tamaño de la ranura se alteran ambas características²².

El binding depende de parámetros anatómicos y dimensionales de los materiales¹⁶. Este puede disminuir con los ciclos masticatorios⁶ y tiene patrones de ubicación según la zona del arco dental.²⁷

Notching

Deformación de las paredes del bracket o del arco por el aumento del binding hasta su fractura, considerándose su última manifestación (Figura 6).

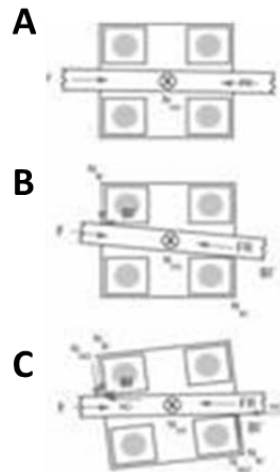


Figura 6. A. Esquema del desplazamiento del bracket sobre el arco con cero angulaciones. B. Esquema del desplazamiento del bracket sobre el arco con angulación, donde se observan los tres fenómenos: clásica fricción (libertad), el binding (interferencia). C. notching (obstrucción)

Fuente: por los autores

Configuración de la fijación alambre/bracket

Existen dos configuraciones en las cuales la fricción se mide como si el elemento de fijación del arco al bracket (ligadura o tapa) actuara como una fuerza N contra la pared de la ranura³¹ (Figura 7):

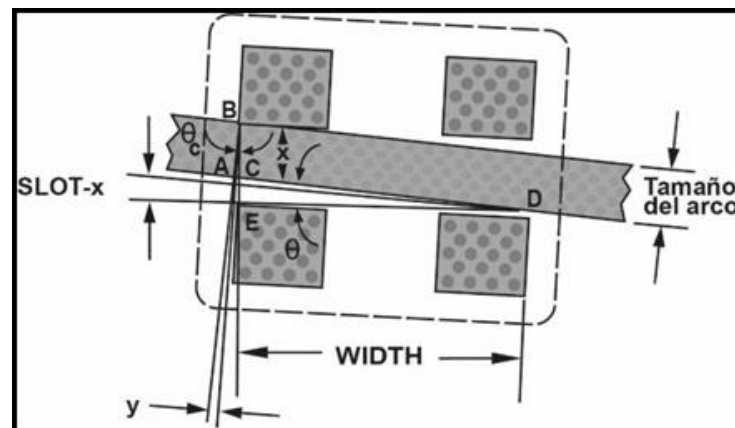


Figura 7. Ilustración esquemática de la cupla arco-bracket del sistema de fricción en la configuración activa, vista frontal; y sus componentes geométricos de importancia: slot, ancho de bracket, tamaño de arco. Ángulo de contacto crítico slot -x

Fuente: por los autores

Configuración pasiva

Se presenta cuando la angulación del bracket es menor al ángulo de contacto³². En este caso, la fricción es mínima, sin presencia de binding o notching.

Configuración activa

Se presenta con angulaciones del bracket mayores o iguales al ángulo de contacto³². La fricción es mayor debida al binding, notching o ambos. Los arcos con un solo ciclo de evaluación o de uso tienen menos fricción y mayor desgaste que aquellos con ciclos repetidos³³.

Las angulaciones tienen efecto en la resistencia al movimiento^{20,23,26,34,35} (Figura 8). La mejor cupla de deslizamiento en configuración pasiva se da entre arcos y brackets de acero inoxidable cuando el ángulo es mayor de 3°, mientras que en configuración activa varía entre 3° y 7°. La peor cupla es entre arcos de NiTi y brackets de alúmina monocristalina. Los arcos de beta Ti presentan disminución friccional muy significativa comparando ambas configuraciones²⁸. Al contrastar arcos de 0,017”*0,025” de TMA® con acero inoxidable, el TMA® tiene menor fricción al aumentar el ángulo de 0° a 12°, debido a la flexibilidad y el comportamiento en su ángulo crítico^{7,36}. El binding es el factor que más afecta al desplazamiento^{6,37}. El binding y el ángulo de contacto crítico dependen del ancho de la ranura y del bracket, el cual limita las mecánicas de deslizamiento por reducción de dicho ángulo¹⁸.

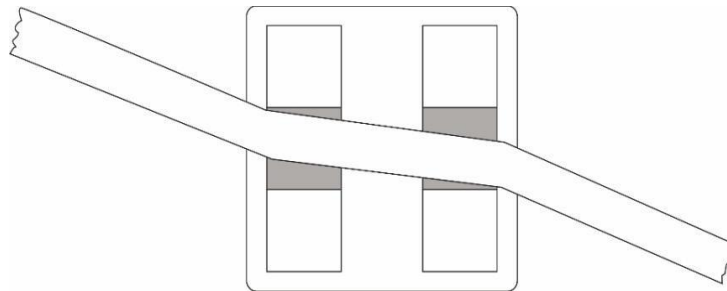


Figura 8. Movimiento de inclinación del arco en contacto con paredes del brackets en sus paredes mesial y distal, primero se presenta el binding y luego el notching dependiendo del ángulo de contacto crítico

Fuente: por los autores

Evaluación de la fricción según los diferentes sistemas de brackets

Criterios para la selección de un sistema de brackets

Correlación fricción-rugosidad

Los materiales presentan diferentes rugosidades que pueden alterar la fricción. Al evaluar con técnica de rayos láser esta correlación, el SS fue el material más liso, seguido del Elgiloy® (Cr-Co), el TMA®, y finalizando con el NiTi (más rugoso)³⁸. Sin embargo, no hay relación entre menor rugosidad y menor fricción³⁹. La rugosidad se presenta mayormente en los brackets cerámicos que en los metálicos^{36,40-42}.

Degradación de materiales

Todas las uniones de materiales en ortodoncia sufren degradación evaluada microfotográficamente, que alteran la fricción y eficacia clínica al desplazamiento o al anclaje¹¹.



Figura 9. A. Fotografía de brackets estéticos. B. fotografía microscópica (SEM) bracket cerámico nuevo, bracket cerámico con el arco. C. Bracket cerámico sin el arco

Fuente: por los autores

Brackets metálicos

Los brackets de SS presentan una excelente cupla en sistemas de movimiento ortodóncico^{6,36,43,44}, principalmente los sinterizados (fabricados por inyección), al compararlos con los moldeados (vacados)^{24,34,45}. Los brackets de Ti son usados como alternativa debido a la alergia al Ni, aunque este material tiene mayor fricción que el SS⁴⁶.

Brackets cerámicos

Los brackets cerámicos presentan alta fricción comparados con los de SS^{23,25,36,40,47-49}. Al ligar los arcos con ligadura metálica se aumenta la fricción y el desgaste en los extremos del bracket^{50,51}. Los brackets cerámicos de autoligado presentan menor fricción que los brackets convencionales^{52,53}. Los cerámicos con ranura metálica presentan menor fricción relativa que los totalmente cerámicos^{36,43}. Sin embargo, otras investigaciones no muestran diferencias debido a las fallas de unión entre la ranura metálica y el material cerámico^{47,51}. Los brackets de zirconio no muestran menor fricción que los brackets cerámicos⁴¹ (Figura 10).



Figura 10. Brackets estéticos

Fuente: por los autores

Brackets de autoligado

Hay dos tipos de bracket de autoligado: activos (o interactivos) y pasivos. Su principal ventaja es su baja fricción^{6,7,36,54-60,61-63}, pero no deben considerarse como los únicos favorables en la reducción friccional^{61,64}. De hecho, no siempre es así^{52,65}. Hay controversia de conceptos, especialmente en estudios in vitro^{62,66-68}.

No existen cambios friccionales durante alineación y nivelación ortodóncica con diferentes brackets de autoligado⁶⁹. No hay diferencias friccionales con arcos delgados y hay diferencias no significativas en arcos de mayor tamaño^{6,55}. La conformación de la tapa de los brackets ejerce una alta influencia sobre las fuerzas horizontales y verticales que actúan sobre los mismos^{56,70}. Estas fuerzas no tienen un patrón constante y dependen de la fuerza del alambre y el diseño de autoligado. Los diseños variados según la prescripción utilizada presentan diferencias friccionales en esta etapa. La combinación de brackets pasivos y arcos de CuNiTi produjeron menor fricción.⁷¹

Diseño de los brackets

La innovación en los diseños de los brackets es un factor determinante en la reducción de la fricción (tanto dinámica como estática para configuración activa y pasiva) que producen las fuerzas horizontales y verticales sobre el bracket⁷⁰. Estos cambios, tales como alterar el diseño y tamaño de la ranura, o las propiedades de fricción mediante binding o notching, suavizar las curvaturas en los límites de la ranura y mejorar la calidad y el pulido del acero en su fabricación, entre otras estrategias^{22,72}, pueden disminuir esta fricción^{24,32,34,70,73}. Algunos ejemplos son los brackets utilizados en sistemas actuales de fuerzas diferenciales (Tip-Edge)⁶, de ligado diferencial (Synergy)⁷³, de autoligado pasivo (con tapa) e interactivo (sin tapa)^{7,56}. Los brackets interactivos funcionan más similares a los sistemas friccionales convencionales que los brackets de autoligado pasivo^{29,74} (Figura 10).

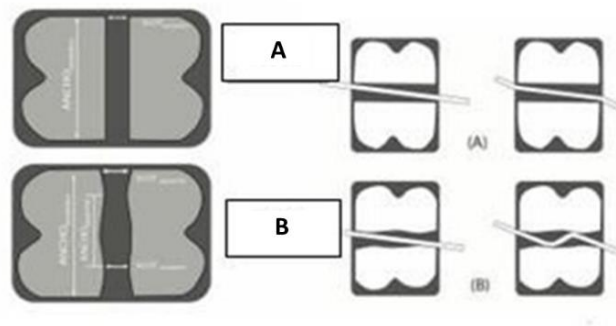


Figura 10. Ilustración esquemática del sistema de fricción entre el arco y el bracket (Synergy) y la comparación con un bracket convencional (A) el cual tiene slot con áreas rectas y un bracket con el slot redondeado (B), donde se observa que hay diferencias en los slots y la relación con los arcos y sus dobleces

Fuente: por los autores

Tipo de ligadura

Ligaduras elásticas

La función de las ligaduras elásticas es mantener el arco dentro de la ranura. Esta forma de unión entre bracket y alambre es un factor que aumenta la fricción^{6,7,35,42,56}. Las modificaciones en el ligado disminuyen la fricción, reduciendo la fuerza ejercida por la ligadura (fuerza normal (N))⁷⁵. Muchas formas se han utilizado para la colocación de las ligaduras elásticas⁷⁶. Se han desarrollado ligaduras elásticas que liberan fuerza muy rápidamente ($6,2 \pm 5,8$ N)⁵⁶ y otras que disminuyen la fuerza normal (N) ejercida contra el bracket (módulos elásticos TP Orthodontics®, La Porte, IN)^{6,77,78}. El tamaño de

las ligaduras afecta la fricción si no pasan el límite elástico. Como consecuencia, a menor tamaño de la ligadura mayor fricción al ejercer mayor fuerza entre el bracket y el arco⁷⁹. Sin embargo, las ligaduras pequeñas se deforman más y llevan a producir menos fricción luego de un tiempo de uso, debido a que se pasa el límite elástico en las ligaduras⁷⁹. Se ha encontrado que la composición (color) en su estructura afecta la fricción⁵⁶. Las ligaduras elásticas recubiertas con polímeros disminuyen la fricción in vitro^{77,78}.

Ligaduras metálicas

Son un método de ligar el arco al bracket muy eficiente y de varios usos clínicos⁷⁶, ya que al compararlas con las elásticas presentan menor fricción^{60,78,80} y mayor fuerza tensional⁸¹. De Franco et al., al recubrir ligaduras metálicas con teflón para reducir la fricción y favorecer la estética en los brackets cerámicos, encontraron menor fricción comparado con ligaduras elásticas transparentes⁸². Este efecto se debió a la menor fuerza requerida para llevar el arco a su ranura (14,7 +/-9,2 N)^{81,82}. Las ligaduras metálicas recubiertas quedan como ligaduras metálicas sueltas⁸⁰.

Otros factores y su relación con la fricción en ortodoncia

Vibración friccional

El alambre está en contacto con dos superficies diferentes: acero A304 (bracket) y poliuretano libre de látex (ligadura elástica). La fuerza friccional producida en la interacción de dos materiales metálicos rígidos (alambre-bracket), depende de su topografía (defectos superficiales de ambos materiales). Un estudio clínico sobre la eficacia y duración del tratamiento en un esquema de boca dividida reportó que no existieron diferencias significativas de deslizamiento en el mismo paciente utilizando alambre de baja fricción y de alta fricción. El tipo de ligado puede variar el comportamiento friccional estático y dinámico. La ligadura no requiere de fuerzas normales muy grandes para generar deformaciones plásticas sobre los defectos estructurales del alambre, aumentando el área de contacto entre superficies. Estos fenómenos contribuyen a una traba mecánica que aumenta la fuerza de fricción dinámica⁶. Las perturbaciones friccionales in-vivo (fuerzas recíprocas de oclusión, masticación, deglución, stick-slip⁸) pueden detener el movimiento. Sin embargo, ensayos clínicos aleatorios demostraron una menor fricción in-vitro que no se asociaron con una menor duración del tratamiento in-vivo.

Por el contrario, las fuerzas vibratorias generadas durante movimientos ortodóncicos presentan generalmente una dirección vertical, perpendicular a la trayectoria del movimiento dental. Estas perturbaciones la fricción producida entre el bracket y el alambre. La fricción disminuye cuando se incrementa la frecuencia vibratoria por oscilaciones menores, si la fuerza es ejercida en el centro de resistencia⁸³. Las fuerzas friccionales in-vivo también disminuyen como resultado de la interferencia de cargas oclusales complejas^{8,84}. Sin embargo, la vibración al masticar chicle in-vivo no elimina fuerzas friccionales^{80,85}.

El patrón de movimiento dental es otro factor importante que cancela las variaciones en la fricción. Mientras que in-vitro el bracket se desliza sobre el alambre horizontalmente, en realidad el bracket se desliza sobre el alambre con una serie de movimientos de inclinación, que mantienen contacto

continuo entre el alambre y las paredes de la ranura del bracket.

Análisis mecánicos uni versus multi-brackets

En una evaluación friccional realizada en varias combinaciones de arcos y brackets, la fricción aumenta cuando se incrementa el número de brackets. El sistema de ligado es el principal factor en este incremento^{56,75,86,87}. Clínicamente, esto se observa durante el cierre de espacios en masa friccional, independientemente del sistema de ligado que se utilice⁸⁷.

La simulación mecánica in vitro de modelo de tres brackets durante la fase de nivelación debe incluir condiciones estáticas probadas con evaluaciones cuantitativas. En las pruebas dinámicas, la fase de nivelación clínicamente produce en los alambres una descarga de fuerzas friccionales por deslizamiento. las fuerzas friccionales in vitro pueden diferir significativamente de las fuerzas de nivelación clínica⁸⁸ (Figura 11).

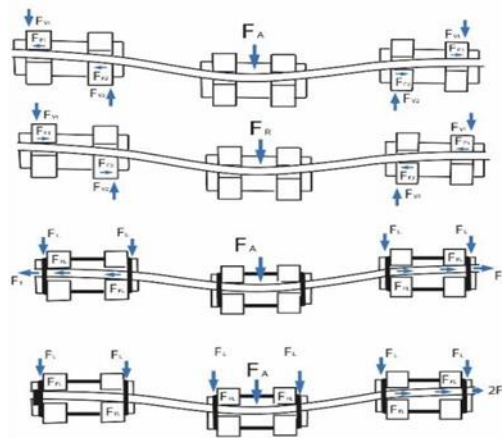


Figura 11. Sistema de fricción entre arco y bracket. En el proceso de nivelación y fricción, donde los brackets están equidistantes y los dobleces simétricos se observan las fuerzas ejercidas por el alambre (FA), la resistencia al movimiento (FR) y la fuerza en las ligaduras (FL)

Fuente: por los autores

Tipo de alambre

El diámetro transversal de los alambres y su relación con la ranura del bracket alteran la fricción, a favor o en contra, según la necesidad clínica⁸⁹. En general, los alambres redondos presentan baja fricción⁶, la cual aumenta con el incremento del calibre del arco²⁶. Se encuentra menor fricción en el acero^{43,58,90} y mayor fricción en el TMA^{7,23,36,41,43,56,58,86,91}. Los alambres de beta Ti (como el TMA[®]) presentan alta variedad estructural según su marca comercial⁹². Con valores intermedios, los alambres de NiTi presentan menor fricción a diferentes angulaciones por su flexibilidad⁹³ y su relación con las paredes del bracket¹⁸, al evaluarlos en brackets estéticos. Sin embargo, estos sufren fracturas y una corrosión tipo cráter^{41,61}. Estos alambres superelásticos sobre brackets de autoligado no producen deformación suficiente para tomar ventajas de esta propiedad elástica tan específica⁹⁴. El Titanio-Niobio (TiNb) tiene casi la misma resistencia friccional que las aleaciones de NiTi, presentando superficies más lisas y menor resistencia friccional que el TMA[®] (Figura 12).

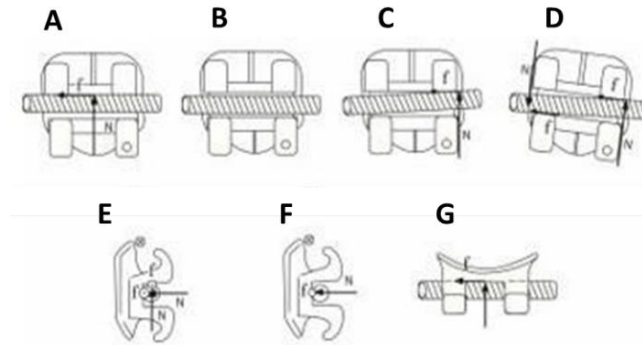


Figura 12. Sistema de fricción entre arco y bracket de un canino inferior izquierdo, con vista frontal (A, B, C y D), sagital (E, F) y oclusal. (N) Componente de fuerza normal (F) componente de fuerza friccional

Fuente: por los autores

Los alambres estéticos (plástico reforzado con fibra de vidrio y recubierto con poli-metilmecrilato) presentan alta fricción⁹⁶. El arco de polímero termoplástico presentó una configuración lisa, con dimensiones y perfil transversal bien definidos, consistentes longitudinalmente, con temperaturas de transformación adecuadas para aplicaciones orales, y sin cambios respecto a los ciclos térmicos. La resistencia mecánica de estos arcos fue menor que en aleaciones metálicas y adecuada para la fase de alineamiento y nivelación, que utiliza fuerzas bajas y continuas. Estos materiales presentan una tensión moderada. El deslizamiento es desfavorable, con coeficientes de fricción y tasas de desgaste mayores que en aleaciones metálicas. Los alambres se formaron fácilmente en arcos y permitieron la conformación de ansas^{97,98}. Se deben tener en cuenta la resistencia a la fricción de las combinaciones bracket-alambre para lograr un movimiento eficiente de los dientes con una adecuada aleación⁹⁵.

Retracción de caninos

La retracción friccional (por deslizamiento) de caninos durante la extracción de bicúspides es el movimiento dental más evaluado. La fuerza ejercida en este tipo de retracción es un 20% a un 40% consumida por la fricción en una simulación por FEM⁹⁹. Consideraciones específicas de la cupla arco-bracket son también importantes para cuantificar la fricción. La retracción de caninos con brackets cerámicos con y sin ranura metálica presentan mayor fricción, seguidos por los metálicos y los de autoligado. El mayor diámetro transversal de los arcos y los alambres trenzados aumentan la fricción¹⁰⁰. La fricción disminuye cuando la fuerza pasa más cerca del centro de resistencia, y esta se incrementa al aumentar la fuerza de tracción excéntrica¹⁰¹. Hay mayor rotación durante la retracción de caninos con resortes cerrados que con ansas, sin diferencias en otras variables o planos del movimiento¹⁰². No se encontró correlación entre rugosidad y fricción en la retracción de caninos³⁹ (Figura 13).

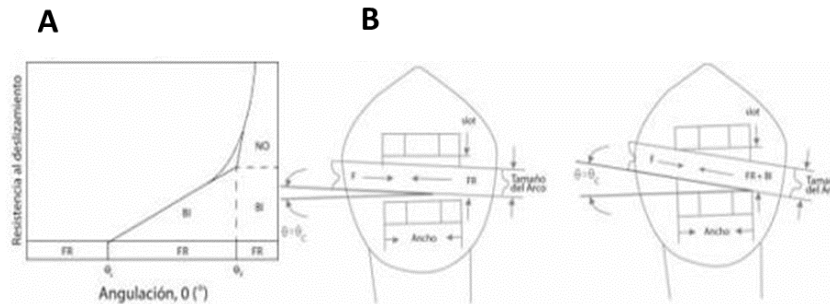


Figura 13. A. Esquema de la resistencia al deslizamiento y la angulación en el contacto del arco contra las paredes del bracket. B. Angulación y dimensión vertical aumentada en la configuración pasiva y activa, con los fenómenos del binding. La posición de cada bracket en su arco determina una deformación y relación carga- deflexión, esta es diferente para cada posición, donde más se presenta alteración es en la posición del canino 35

Fuente: por los autores

Lubricación

Existe controversia de cómo afecta la lubricación (estado húmedo o seco) en la fricción^{44,49,74}. El único medio confiable de lubricación es saliva humana^{77,79,103}. No existe diferencia entre la saliva artificial¹⁰⁴ o la saliva natural²⁵. Se encuentra diferencia entre medios húmedos y secos, especialmente en los arcos de TMA®, reduciéndose la fricción casi un cincuenta por ciento en el medio húmedo, y en los brackets de alúmina policristalina en combinación con alambres de TMA®¹⁰⁵.

La exposición al agua o la saliva artificial puede retrasar la velocidad de movimiento debida al desarrollo de óxido en la superficie de la aleación, que afectan la velocidad de desplazamiento y la fuerza friccional. El comportamiento adhesivo de la saliva en ambientes húmedos y el papel del pH intraoral en la corrosión de los alambres, enfatizan y explican su asociación con fricción constantemente aumentada en estos casos⁸⁴.

Cambios y recubrimientos en la superficie del bracket y el arco para disminuir la fricción

Actualmente hay dos materiales para la fabricación de brackets metálicos: SS y Ti¹⁰⁶. La fricción es similar con alambres redondos de 0,020" de SS y TMA®, observándose mayor fricción y desgaste en los brackets de Ti¹⁰⁷. Otras investigaciones muestran igual fricción comparando ambos materiales de brackets en configuración pasiva y activa^{108,109}. La fricción con brackets de Ti disminuye al aumentar el tamaño del alambre y ocupar mayor espacio de la ranura del bracket¹⁰⁶.

Los tratamientos de superficie como implantación de iones, recubrimiento de politetrafluoretileno y revestimiento de polietileno de alambres y brackets y recubrimientos de carbono tipo diamante (DLC), confieren excelentes propiedades como extrema dureza superficial, coeficiente de fricción baja, inercia química, alta resistencia al desgaste y buena biocompatibilidad. Aunque algunos recubrimientos se han probado sin resultados significativos⁶, otros recubrimientos de arcos y brackets, como el carbón, disminuyen la fricción^{52,110}. Los arcos recubiertos con DLC redujeron notablemente la fricción estática entre el bracket y el alambre, independientemente del estado (seco o húmedo)^{111,112}. La implantación de iones (por ejemplo el nitrógeno) como tratamiento

superficial en alambres de TMA®^{66,113} demostró que no disminuye la fricción comparado con arcos no recubiertos in-vivo⁸. Sin embargo, otros han mostrado que este proceso en arcos de NiTi y TMA® disminuye la fricción^{114,115}. La fricción se da independientemente del uso de tratamiento iónico u otros acabados superficiales, y no la convierten en más homogénea con este tratamiento¹¹⁶. Los recubrimientos de arco con sol-gel¹¹⁷ han sido utilizados para reducir la fricción, sin mostrar diferencias friccionales entre los grupos al ser evaluados sobre brackets de SS^{7,118,119}.

Corrosión galvánica

Este fenómeno consiste en la liberación de componentes metálicos al medio ambiente al producirse contacto entre bracket y alambre. Esta corrosión altera ambas superficies, aumentando la fricción^{30,120}. Lo mismo ocurre si se dejan por más de 30 días los arcos sin cambiar¹²¹ o se utiliza material reciclado y esterilizado¹²².

Futuro de la fricción en ortodoncia

La búsqueda de nuevos materiales puede conducir a una reducción significativa de la fricción. Los recubrimientos autolubricantes en los alambres, así como las adiciones de nanopartículas a los materiales disponibles mejorarían sus propiedades clínicas, pero su aplicación en ortodoncia es incipiente. Nanopartículas inorgánicas (NP) tipo full relleno (IF) y nanotubos inorgánicos (INT) pueden ser utilizadas en la fabricación de brackets con menor fricción¹²³. La ruta de fabricación de dispositivos dentales, como arcos y brackets, recubiertos con IF-NP consta de múltiples etapas. Inicia con la elección en laboratorio del IF-NP apropiado para el recubrimiento y determinar el proceso de recubrimiento adecuado. Luego se realiza la validación de la eficacia de los materiales de ortodoncia así recubiertos a partir de modelos de simulación in-vitro. Después se debe aprobar su biocompatibilidad, antes de colocar el producto disponible para evaluación clínica inicial y fabricación comercial¹²³. En el futuro se espera contar con nuevos materiales de ortodoncia que hagan uso de estas propiedades¹²⁴.

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

AUTOR DE CORRESPONDENCIA

Olga Bibiana Salcedo Ospina
 Centro de Crecimiento y Desarrollo Craneofacial
 Universidad de Antioquia
 +57 219 6740
 olga.salcedo@udea.edu.co - crecientefdeo@udea.edu.co
 Calle 64 # 52-59
 Medellín, Colombia

REFERENCIAS

1. Özkaya N, Leger D, Goldsheyder D, Nordin M. Fundamentals of Biomechanics. Fundamentals of Biomechanics. Cham: Springer International Publishing; 2017. 1–252. Disponible en <http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-44738-4>
2. Katz MI. Timely observations on friction and sliding. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009; 136(1): 3–4. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.05.009>
3. Bach RM. Understanding friction and sliding. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009; 136(1): 4–5. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.05.008>
4. Kusy RP. Orthodontic biomechanics: vistas from the top of a new century. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000; 117(5): 589–91. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(00\)70210-1](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(00)70210-1)
5. Sadowsky PL, Rossouw PE. Introduction. *Semin Orthod.* 2003; 9(4): 217. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sodo.2003.08.001>
6. Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod.* 1998; 20(5): 589–96. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/20.5.589>
7. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod.* 1998; 20(3): 283–91. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/20.3.283>
8. Kula K, Phillips C, Gibilaro A, Proffit WR. Effect of ion implantation of TMA archwires on the rate of orthodontic sliding space closure. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1998; 114(5): 577–80. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(98\)70177-5](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(98)70177-5)
9. Park J-H, Lee Y-K, Lim B-S, Kim C-W. Frictional forces between lingual brackets and archwires measured by a friction tester. *Angle Orthod.* 2004; 74(6): 816–24. DOI: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2004\)074%3C0816:ffb1ba%3E2.o.co;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2004)074%3C0816:ffb1ba%3E2.o.co;2)
10. Kamelchuk LS, Rossouw PE. Development of a laboratory model to test kinetic orthodontic friction. *Semin Orthod.* 2003; 9(4): 251–61. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sodo.2003.08.005>
11. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005; 127(4): 403–12. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2004.09.015>
12. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod.* 1980; 78(6): 593–609. DOI: [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(80\)90199-2](https://doi.org/10.1016/0002-9416(80)90199-2)
13. Rossouw PE. Friction: an overview. *Semin Orthod.* 2003; 9(4): 218–22. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sodo.2003.08.002>
14. Kusy RP. The future of orthodontic materials: the long-term view. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998; 113(1): 91–5. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(98\)70280-x](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(98)70280-x)
15. Carrion-Vilches FJ, Bermudez MD, Fructuoso P. Static and kinetic friction force and surface roughness of different archwire-bracket sliding contacts. *Dent Mater J.* 2015; 34(5): 648–53. DOI: <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-295>
16. Kusy RP. Influence of force systems on archwire-bracket combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005; 127(3): 333–42. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2004.07.037>
17. Burstone CJ. Applications of bioengineering to clinical orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL, editors. *Orthodontics: current principles and techniques (4Th Edition)*. 4th ed. Philadelphia: Mosby; 2005. p. 293–330.
18. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod.* 1999; 21(2): 199–208. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/21.2.199>
19. Rossouw PE, Kamelchuk LS, Kusy RP. A fundamental review of variables associated with low velocity frictional dynamics. *Semin Orthod.* 2003; 9(4): 223–35. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sodo.2003.08.003>
20. Schlegel V. Relative friction minimization in fixed orthodontic bracket appliances. *J Biomech.* 1996; 29(4): 483–91. DOI: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00062-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00062-3)
21. Kusy RP. “Two” much of a good thing? Then let’s pick one slot size and make it metric. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002; 121(4): 337–8. DOI: <https://doi.org/10.1067/mod.2002.123041>
22. Jones SP, Tan CCH, Davies EH. The effects of reconditioning on the slot dimensions and static frictional resistance of stainless-steel brackets. *Eur J Orthod.* 2002; 24(2): 183–90. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/24.2.183>

23. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990; 98(6): 499–506. DOI: [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(90\)70015-5](https://doi.org/10.1016/0889-5406(90)70015-5)
24. Zinelis S, Annousaki O, Makou M, Eliades T. Metallurgical characterization of orthodontic brackets produced by Metal Injection Molding (MIM). *Angle Orthod.* 2005; 75(6): 1024–31. DOI: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)75\[1024:mcoobp\]2.0.co;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)75[1024:mcoobp]2.0.co;2)
25. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990; 98(5): 398–403. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(05\)81647-6](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(05)81647-6)
26. Moore MM, Harrington E, Rock WP. Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance. *Eur J Orthod.* 2004; 26(6): 579–83. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/26.6.579>
27. Articulo LC, Kusy K, Saunders CR, Kusy RP. Influence of ceramic and stainless steel brackets on the notching of archwires during clinical treatment. *Eur J Orthod.* 2000; 22(4): 409–25. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/22.4.409>
28. Articulo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1999; 115(1): 39–51. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(99\)70314-8](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(99)70314-8)
29. Kang BS, Baek SH, Mah J, Yang WS. Three-dimensional relationship between the critical contact angle and the torque angle. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003; 123(1): 64–73. DOI: <https://doi.org/10.1067/mod.2003.55>
30. Hwang C-J, Shin J-S, Cha J-Y. Metal release from simulated fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001; 120(4): 383–91. DOI: <https://doi.org/10.1067/mod.2001.117911>
31. Mendes K, Rossouw PE. Friction: validation of manufacturer's claim. *Semin Orthod.* 2003; 9(4): 236–50. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sodo.2003.08.004>
32. Bobadilla-Gaviria M, Montoya-Goez Y. Medición in vitro de la fuerza de fricción en duplas arco-bracket con angulación. *Rev Ing Biomédica.* 2008; 2(3): 84–90.
33. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Frictional resistance in orthodontic brackets with repeated use. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1999; 116(4): 400–4. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(99\)70224-6](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(99)70224-6)
34. Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG, Sinha PK, Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1996; 109(5): 535–42. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(96\)70139-7](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(96)70139-7)
35. Meling TR, Ødegaard J, Holthe K, Segner D. The effect of friction on the bending stiffness of orthodontic beams: a theoretical and in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997; 112(1): 41–9. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(97\)70272-5](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(97)70272-5)
36. Loftus BP, Artun J, Nicholls JI, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999; 116(3): 336–45. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(99\)70247-7](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(99)70247-7)
37. Kapila S, Angolkar P V., Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990; 98(2): 117–26. DOI: [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(90\)70005-w](https://doi.org/10.1016/0889-5406(90)70005-w)
38. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod.* 1988; 58(1): 33–45. DOI: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1988\)058%3C0033:srooa%3E2.0.co;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1988)058%3C0033:srooa%3E2.0.co;2)
39. Proski RR, Bagby MD, Erickson LC. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991; 100(4): 341–8. DOI: [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(91\)70072-5](https://doi.org/10.1016/0889-5406(91)70072-5)
40. Karamouzou A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997; 112(1): 34–40. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(97\)70271-3](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(97)70271-3)
41. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1994; 106(6): 605–14. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(94\)70085-0](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(94)70085-0)
42. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991; 100(6): 513–22. DOI: [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(91\)70091-a](https://doi.org/10.1016/0889-5406(91)70091-a)
43. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003; 124(4): 403–9. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(03\)00501-8](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(03)00501-8)
44. Clocheret K, Willems G, Carels C, Celis JP. Dynamic frictional behaviour of orthodontic archwires and brackets. *Eur J Orthod.* 2004; 26(2): 163–70. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/26.2.163>

45. Vaughan JL, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless-steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1995; 107(1): 20–7. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(95\)70153-2](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(95)70153-2)
46. Whitley JQ, Kusy RP. Resistance to sliding of titanium brackets tested against stainless steel and beta-titanium archwires with second-order angulation in the dry and wet states. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007; 131(3): 400–11. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.07.019>
47. Nishio C, Da Motta AFJ, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004; 125(1): 56–64. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2003.01.005>
48. Kusy RP, Whitley JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. I. The dry state. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990; 98(4): 300–12. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(05\)81487-8](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(05)81487-8)
49. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1994; 106(2): 131–8. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(94\)70030-3](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(94)70030-3)
50. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1994; 106(3): 273–8. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(94\)70047-8](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(94)70047-8)
51. Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG, Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 112(2): 138–44. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(97\)70238-5](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(97)70238-5)
52. Wichelhaus A, Geserick M, Hibst R, Sander FG. The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dent Mater.* 2005; 21(10): 938–45. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.11.011>
53. Reicheneder CA, Baumert U, Gedrange T, Proff P, Faltermeier A, Muessig D. Frictional properties of aesthetic brackets. *Eur J Orthod.* 2007; 29(4): 359–65. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/cjm033>
54. Badawi HM, Toogood RW, Carey JPR, Heo G, Major PW. Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009; 136(4): 518–28. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.02.025>
55. Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. *Angle Orthod.* 2004; 74(2): 202–11. DOI: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2004\)074%3C0202:eotfro%3E2.o.co;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2004)074%3C0202:eotfro%3E2.o.co;2)
56. Khambay B, Millett D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. *Eur J Orthod.* 2004; 26(3): 327–32. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/26.3.327>
57. Read-Ward GE, Jones SP, Davies EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *Br J Orthod.* 1997; 24(4): 309–17. DOI: <https://doi.org/10.1093/ortho/24.4.309>
58. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003; 124(4): 395–402. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(03\)00504-3](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(03)00504-3)
59. Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Barbato E. Forces released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008; 133(1): 87–90. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.08.011>
60. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006; 130(5): 666–70. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.04.021>
61. Gómez SL, Montoya Y, Garcia NL, Virgen AL, Botero JE. Comparison of frictional resistance among conventional, active and passive selfligating brackets with different combinations of arch wires: a finite elements study. *Acta Odontol Latinoam.* 2016; 29(2): 130–6.
62. 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): 704.e11-22. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.09.041>
63. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1994; 106(5): 472–80. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(94\)70069-9](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(94)70069-9)
64. Szczupakowski A, Reimann S, Dirk C, Keilig L, Weber A, Jäger A, et al. Friction behavior of self-ligating and conventional brackets with different ligature systems. *J Orofac Orthop.* 2016; 77(4): 287–95. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00056-016-0035-3>
65. Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009; 135(4): 442–7. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.09.023>

66. Kusy RP. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. *Angle Orthod.* 2002; 72(2): 501–12. DOI: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2002\)072%3C0501:OBFTPT%3E2.o.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2002)072%3C0501:OBFTPT%3E2.o.CO;2)
67. Ellis CP. Self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008; 133(1): 4–5. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.11.003>
68. Agarwal S, Valiathan A, Shah N V. Self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008; 134(1): 5–6. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.05.009>
69. Rinchuse DJ, Miles PG. Self-ligating brackets: present and future. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007; 132(2): 216–22. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.06.018>
70. Heo W, Baek SH. Friction properties according to vertical and horizontal tooth displacement and bracket type during initial leveling and alignment. *Angle Orthod.* 2011; 81(4): 653–61. DOI: <https://doi.org/10.2319/072310-431.1>
71. Kim TK, Kim KD, Baek SH. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008; 133(2): 187.e15-e24. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.08.013>
72. Rinchuse DJ, Rinchuse DJ, Kapur-Wadhwa R. Orthodontic appliance design. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007; 131(1): 76–82. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.04.039>
73. Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of orthodontic brackets with bumps in the slot floors and walls: effects of second-order angulation. *Dent Mater.* 2004; 20(9): 881–92. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.04.004>
74. Thorstenson GA, Kusy RP. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002; 122(3): 295–305. DOI: <https://doi.org/10.1067/mod.2002.126156>
75. Tecco S, Di Iorio D, Cordasco G, Verrocchi I, Festa F. An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. *Eur J Orthod.* 2007; 29(4): 390–7. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/cjm007>
76. Faber J. Tying twin brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2000; 118(1): 101–6. DOI: <https://doi.org/10.1067/mod.2000.104446>
77. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005; 127(6): 670–5. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2004.01.025>
78. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003; 123(4): 416–22. DOI: <https://doi.org/10.1067/mod.2003.14>
79. Chimenti C, Franchi L, Di Giuseppe MG, Lucci M. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. *Angle Orthod.* 2005; 75(3): 421–5. DOI: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)75\[421:foaelw\]2.o.co;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)75[421:foaelw]2.o.co;2)
80. Iwasaki LR, Beatty MW, Randall CJ, Nickel JC. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003; 123(4): 408–15. DOI: <https://doi.org/10.1067/mod.2003.61>
81. Khambay B, Millett D, McHugh S. Archwire seating forces produced by different ligation methods and their effect on frictional resistance. *Eur J Orthod.* 2005; 27(3): 302–8. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/cjio08>
82. De Franco DJ, Spiller REJ, von Fraunhofer JA. Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. *Angle Orthod.* 1995; 65(1): 63–72. DOI: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1995\)065%3C0063:FRUTLW%3E2.o.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1995)065%3C0063:FRUTLW%3E2.o.CO;2)
83. Willems G, Clocheret K, Celis JP, Verbeke G, Chatzicharalampous E, Carels C. Frictional behavior of stainless-steel bracket-wire combinations subjected to small oscillating displacements. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001; 120(4): 371–7. DOI: <https://doi.org/10.1067/mod.2001.116088>
84. Eliades T, Brantley W. In vitro friction assessment in orthodontics. In: Eliades T, Brantley WA, editors. *Orthodontic applications of biomaterials: a clinical guide.* Elsevier Ltd; 2016. p. 97–105. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-08-100383-1.00005-9>
85. Iwasaki LR, Beatty MW, Nickel JC. Friction and orthodontic mechanics: clinical studies of moment and ligation effects. *Semin Orthod.* 2003; 9(4): 290–7. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sodo.2003.08.008>
86. Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Di Iorio D, D'Attilio M. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10-bracket model. *Angle Orthod.* 2005; 75(6): 1041–5. DOI: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)75\[1041:focasb\]2.o.co;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)75[1041:focasb]2.o.co;2)
87. Miles PG. Self-ligating vs conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007; 132(2): 223–5. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.04.028>

88. Naziris K, Piro NE, Jäger R, Schmidt F, Elkholy F, Lapatki BG. Experimental friction and deflection forces of orthodontic leveling archwires in three-bracket model experiments. *J Orofac Orthop.* 2019; 80(5): 223–35. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00056-019-00187-5>
89. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989; 96(2): 100–9. DOI: [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(89\)90251-5](https://doi.org/10.1016/0889-5406(89)90251-5)
90. Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1986; 90(3): 199–203. DOI: [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(86\)90066-1](https://doi.org/10.1016/0889-5406(86)90066-1)
91. Cash A, Curtis R, Garrigia-Majo D, McDonald F. A comparative study of the static and kinetic frictional resistance of titanium molybdenum alloy archwires in stainless steel brackets. *Eur J Orthod.* 2004; 26(1): 105–11. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/26.1.105>
92. Insabralde NM, Poletti T, Conti AC, Oltramari-Navarro PV, Lopes MB, Flores-Mir C, et al. Comparison of mechanical properties of beta-titanium wires between leveled and unleveled brackets: an in vitro study. *Prog Orthod.* 2014; 15(1): 42. DOI: <https://doi.org/10.1186/s40510-014-0042-0>
93. Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JAA, Herbison GP. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002; 121(5): 483–95. DOI: <https://doi.org/10.1067/mod.2002.121819>
94. Hemingway R, Williams RL, Hunt JA, Rudge SJ. The influence of bracket type on the force delivery of Ni-Ti archwires. *Eur J Orthod.* 2001; 23(3): 233–41. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/23.3.233>
95. Takada M, Nakajima A, Kuroda S, Horiuchi S, Shimizu N, Tanaka E. In vitro evaluation of frictional force of a novel elastic bendable orthodontic wire. *Angle Orthod.* 2018; 88(5): 602–10. DOI: <https://doi.org/10.2319/2F11417-779.1>
96. Imai T, Watarib F, Yamagata S, Kobayashid M, Nagayamae K, Nakamura S. Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1999; 116(5): 533–8. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(99\)70185-x](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(99)70185-x)
97. Varela JC, Velo M, Espinar E, Llamas JM, Rúperez E, Manero JM, et al. Mechanical properties of a new thermoplastic polymer orthodontic archwire. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014; 42:1–6. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2014.05.008>
98. Muguruma T, Iijima M, Yuasa T, Kawaguchi K, Mizoguchi I. Characterization of the coatings covering esthetic orthodontic archwires and their influence on the bending and frictional properties. *Angle Orthod.* 2017; 87(4): 610–7. DOI: <https://doi.org/10.2319/022416-161.1>
99. Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005; 127(5): 542–51. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2004.12.007>
100. Smith DV, Rossouw PE, Watson P. Quantified simulation of canine retraction: evaluation of frictional resistance. *Semin Orthod.* 2003; 9(4): 262–80. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sodo.2003.08.006>
101. Yamaguchi K, Nanda RS, Morimoto N, Oda Y. A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1996; 109(1): 50–6. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(96\)70162-2](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(96)70162-2)
102. Hayashi K, Uechi J, Murata M, Mizoguchi I. Comparison of maxillary canine retraction with sliding mechanics and a retraction spring: a three-dimensional analysis based on a midpalatal orthodontic implant. *Eur J Orthod.* 2004; 26(6): 585–9. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/26.6.585>
103. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of fluid media on the frictional coefficients in orthodontic sliding. *Semin Orthod.* 2003; 9(4): 281–9. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sodo.2003.08.007>
104. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1987; 91(4): 316–20. DOI: [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(87\)90173-9](https://doi.org/10.1016/0889-5406(87)90173-9)
105. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 1991; 61(4): 293–302. DOI: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1991\)061%3C0293:cotfcf%3E2.o.co;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1991)061%3C0293:cotfcf%3E2.o.co;2)
106. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1999; 116(3): 271–4. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(99\)70237-4](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(99)70237-4)
107. Michelberger DJ, Eadie RL, Faulkner MG, Glover KE, Prasad NG, Major PW. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2000; 118(6): 662–74. DOI: <https://doi.org/10.1067/mod.2000.105529>
108. Kusy RP, Whitley JQ, Ambrose WW, Newman JG. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part I. The passive configuration. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1998; 114(5): 558–72. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(98\)70176-3](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(98)70176-3)

109. Kusy RP, O'Grady PW. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part II. The active configuration. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2000; 118(6): 675–84. DOI: <https://doi.org/10.1067/mod.2000.97818>
110. Rapiejko C, Fouvry S, Grosogeat B, Wendler B. A representative ex-situ fretting wear investigation of orthodontic arch-wire/bracket contacts. *Wear.* 2009; 266(7–8): 850–8. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.wear.2008.12.013>
111. Akaïke S, Hayakawa T, Kobayashi D, Aono Y, Hirata A, Hiratsuka M, et al. Reduction in static friction by deposition of a homogeneous diamond-like carbon (DLC) coating on orthodontic brackets. *Dent Mater J.* 2015; 34(6): 888–95. DOI: <https://doi.org/10.4012/dmj.2015-130>
112. Zhang H, Guo S, Wang D, Zhou T, Wang L, Ma J. Effects of nanostructured, diamondlike, carbon coating and nitrocarburizing on the frictional properties and biocompatibility of orthodontic stainless-steel wires. *Angle Orthod.* 2016; 86(5): 782–8. DOI: <https://doi.org/10.2319/090715-602.1>
113. Sioshansi P, Tobin EJ. Surface treatment of biomaterials by ion beam processes. *Surf Coatings Technol.* 1996; 83(1–3): 175–82. DOI: [https://doi.org/10.1016/0257-8972\(95\)02838-2](https://doi.org/10.1016/0257-8972(95)02838-2)
114. Ryan R, Walker G, Freeman K, Cisneros GJ. The effects of ion implantation on rate of tooth movement: an in vitro model. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997; 112(1): 64–8. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(97\)70275-0](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(97)70275-0)
115. Boccio F, Gil Mur FJ, Membrive A, Alfonso MV, Solano E, Planell Estany JA. Optimización superficial de alambres de ortodoncia de Ni-Ti superelástico mediante nitruración gaseosa. Parte II: cuantificación de la mejora de la nanodureza y el coeficiente de fricción. *Biomecánica.* 1999; 7(13): 39–45. DOI: <http://dx.doi.org/10.5821/sibb.v7i13.1626>
116. Kusy RP, Whitley JQ, Gurgel JDA. Comparisons of surface roughnesses and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004; 126(5): 589–603. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2003.09.034>
117. Scherer GW. Sintering of sol-gel films. *J Sol-Gel Sci Technol.* 1997; 8(1–3): 353–63. DOI: <https://doi.org/10.1007/BF02436865>
118. Valencia J, Montoya Goetz Y, Pelaez-Vargas A, Jaramillo Vallejo PM, García García C. Friction evaluation in stainless steel arches with and without glass coating using the sol-gel method. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2009; 20(2): 161–70.
119. Rendón Arias LA, Cano Correa GA, Pelaez Vargas A, Jaramillo Vallejo PM, García García C, Montoya Góez Y. In vitro evaluation of frictional resistance between ceramic brackets and orthodontic steel wires with and without glass coatings applied by Sol-Gel method. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2008; 20(1): 58–71.
120. Oh K-T, Choo S-U, Kim K-M, Kim K-N. A stainless-steel bracket for orthodontic application. *Eur J Orthod.* 2005; 27(3): 237–44. DOI: <https://doi.org/10.1093/ejo/cji005>
121. Iijima M, Endo K, Yuasa T, Ohno H, Hayashi K, Kakizaki M, et al. Galvanic corrosion behavior of orthodontic archwire alloys coupled to bracket alloys. *Angle Orthod.* 2006; 76(4): 705–11. DOI: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2006\)076\[0705:gcb00a\]2.0.co;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2006)076[0705:gcb00a]2.0.co;2)
122. Lee SH, Chang Y II. Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001; 120(6): 654–63. DOI: <https://doi.org/10.1067/mod.2001.118997>
123. Redlich M, Tenne R. Chapter 13: nanoparticle coating of orthodontic appliances for friction reduction. *Nanobiomaterials in Clinical Dentistry.* Elsevier Inc.; 2013. 259–79 p. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-1-4557-3127-5.00013-1>
124. Subramani K, Subbiah U, Huja S. Chapter 11: nanotechnology in orthodontics—1: the past, present, and a perspective of the future. *Nanobiomaterials in Clinical Dentistry.* Elsevier Inc.; 2019. 277–98 p. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-815886-9.00011-5>