



Universidad de Oviedo



ASTURIAS
CAMPUS DE EXCELENCIA
INTERNACIONAL

UNIVERSIDAD DE OVIEDO
MÁSTER UNIVERSITARIO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA
DENTOFACIAL

ESTUDIO COMPARATIVO DE LA FRICCIÓN ENTRE UN
***BRACKET* TRAPEZOIDAL Y UNO DE ARCO RECTO**
RECTANGULAR

Teresa Cobo Díaz

TRABAJO FIN DE MASTER

Oviedo, junio 2015



Universidad de Oviedo



ASTURIAS
CAMPUS DE EXCELENCIA
INTERNACIONAL

UNIVERSIDAD DE OVIEDO
MÁSTER UNIVERSITARIO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA
DENTOFACIAL

ESTUDIO COMPARATIVO DE LA FRICCIÓN ENTRE UN
***BRACKET* TRAPEZOIDAL Y UNO DE ARCO RECTO**
RECTANGULAR

TRABAJO FIN DE MASTER

Teresa Cobo Díaz

Tutor: Alberto Álvarez Suárez



Universidad de Oviedo



ASTURIAS
CAMPUS DE EXCELENCIA
INTERNACIONAL

ALBERTO ÁLVAREZ SUÁREZ, Doctor por la Universidad de Oviedo

CERTIFICO:

Que el trabajo titulado “ESTUDIO COMPARATIVO DE LA FRICCIÓN ENTRE UN BRACKET TRAPEZOIDAL Y UNO DE ARCO RECTO RECTANGULAR” presentado por **Dña. Teresa Cobo Díaz**, ha sido realizado bajo mi dirección y cumple los requisitos para ser presentado como Trabajo de Fin de Máster en Ortodoncia y Ortopedia Dento-Facial.

En Oviedo a 20 de abril de 2015



Universidad de Oviedo

ACRÓNIMOS UTILIZADOS:

RD – Resistencia al deslizamiento.

FR – Fricción clásica.

BI – Binding.

SLBs – *Brackets* de autoligado.

SC – *Bracket* de autoligado.

MT – *Bracket* gemelar modificado.

COF – Coeficiente de fricción.

SWS – Limpieza con esponja de lana de acero.

SS – Acero Inoxidable.

Ni-Ti – Niquel – Titanio.

Cr-Co – Cromo-Cobalto.

TMA – Aleación de Titanio – Molibdeno.

Cols – Colaboradores.



RESUMEN

Un tratamiento ortodóncico se caracteriza por la aplicación de fuerzas a dientes con la intención de moverlos a una posición deseada predeterminada. Para establecer eficientemente el movimiento dental, las fuerzas aplicadas sobre los dientes deben encontrarse dentro de un cierto intervalo: unas fuerzas demasiado elevadas pueden originar un movimiento dental rápido, doloroso o una anquilosis, mientras que unas fuerzas demasiado bajas resultan en un movimiento dental lento o inexistente.

Este trabajo se ha inspirado en una de las necesidades detectadas en los tratamientos de ortodoncia, para conseguir reducir los esfuerzos y mejorar dichos tratamientos. Se ha realizado un análisis en profundidad sobre la bibliografía consultada. Posteriormente se ha estudiado el comportamiento que tiene el *bracket* con ranura rectangular convencional en relación con un *bracket* de nuevo diseño (anexo 1: modelo de utilidad U-2013 30 854 de fecha de solicitud: 8 de julio de 2013) para ver el comportamiento a fricción.

El *bracket* de ranura trapezoidal permite una mejor distribución de los esfuerzos, una distribución más homogénea de las tensiones, mejor deslizamiento y menor pérdida de fuerza, así mismo, consigue reducir la fuerza de rozamiento a medida que aumenta el ángulo de inclinación.

Por lo tanto de este estudio se obtiene que el nuevo e innovador *bracket* de ranura trapezoidal provoca una mejora y reducción de la fuerza de fricción en los tratamientos respecto el *bracket* rectangular convencional.

Palabras clave - ortodoncia, bracket trapezoidal, biomecánica



ABSTRACT

Orthodontic treatment is characterized by applying forces to teeth with the intention of moving them to a predetermined desired position. To efficiently establish tooth movement, the forces applied on the teeth must be within a certain range: forces which are too high can result in a rapid, painful tooth movement or ankylosis, while forces which are too low can result in a slow or non-existent tooth movement.

This work has been inspired by one of the needs identified in Orthodontic treatments in order to achieve the reduction of effort and to improve these treatments. A thorough analysis has been done of the bibliography consulted. Subsequently, the behaviour that the conventional rectangular bracket has in relation with a new design bracket (Annex 1: utility model U-2013 30 854 application date: July 8, 2013) was studied to see the behaviour friction.

The trapezoidal slot bracket allows better distribution of effort, a more uniform distribution of stress, better glide and less loss of strength, likewise, it is able to reduce the friction force while increasing the tilt angle.

Therefore, in this study it has been shown that the new and innovative trapezoidal slot bracket causes an improvement and reduction of frictional force in treatments in contrast to the conventional rectangular bracket.

Keywords - orthodontics, trapezoidal bracket, biomechanical



INDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	21
3. MATERIAL Y MÉTODO.....	25
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	37
5. CONCLUSIONES.....	67
6. LINEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN.....	67
7. ANEXO I.....	73
8. BIBLIOGRAFÍA	81

INTRODUCCIÓN



1. INTRODUCCIÓN.

1.1 Generalidades sobre la fricción en ortodoncia

Kusy y Whitley ^[1] discutieron las leyes clásicas de la fricción y su relación con la ortodoncia. Coincidieron en que varias de las leyes que se aplican siguen, siendo válidas a nivel general en el contexto de la mecánica de ortodoncia, pero otras no pueden aplicarse. La primera y segunda ley indican que la fuerza de fricción máxima es independiente de la zona de contacto, pero depende de la fuerza normal. La fricción del arco en el *slot* del *bracket* está directamente relacionada con la ligadura, la dimensión de la ranura del *bracket* y también con la magnitud de la fuerza. Estas leyes parecen tener sentido en ortodoncia. Sin embargo, la tercera ley, que propone la independencia de la magnitud de la fricción y la velocidad de deslizamiento, muy a menudo, no se aplica en el tratamiento de ortodoncia. Esta exclusión es en parte debido a la velocidad con la que se realiza el movimiento de los dientes, así como a la consideración de que la magnitud velocidad no es constante con el tiempo.

En ortodoncia, se genera resistencia al deslizamiento entre el arco y el *bracket*, así como entre el arco y los medios de ligadura. La resistencia al deslizamiento (RD) puede alterar y llegar a ser un riesgo en el control del movimiento dentario. Durante la nivelación y/o alineación inicial, cuando se coloca un arco en las ranuras de los *brackets* de los dientes en malposición, la fricción "consume" una fuerza mayor, muchas veces desconocida, que la que inicialmente pretendemos transmitir al diente con nuestros aparatos de ortodoncia.

La fricción entre el *bracket* y el arco puede causar la pérdida de más del 50% de la fuerza que se aplica inicialmente, resultando en una disminución o incluso una inhibición del movimiento del diente ^[2,3].

La resistencia al deslizamiento es inadecuada en el movimiento dental ortodóncico por varias razones. La fricción puede dar lugar a deformaciones del arco dentro del *slot* del *bracket* lo que se traduce en la reducción o inhibición del movimiento de los dientes, produciendo pérdidas de anclaje.

Sims, Waters, Birnie, Pethybridge ^[4] encontraron que, midiendo la resistencia al deslizamiento del arco rectangular a través de los *brackets* de ligado tradicional, ésta era



mayor que la que se producía en el *bracket* de autoligado. Parecía deberse, sin embargo, a una discrepancia oseodentaria negativa inicial menor.

Kusy y Whitley ^[5] dividen la resistencia al deslizamiento (RD) en 3 componentes: a) fricción clásica (FR) que se divide en fricción estática y fricción dinámica, y se debe al contacto del arco con las superficies de *bracket*; b) *BINDING* (BI) el pandeo del arco, que se crea cuando el arco flexiona, de manera que hay contacto con las esquinas del *bracket*. c) *NOTCHING* cuando se produce la deformación permanente una vez superado un valor de angulación crítica (Θ_c) que da lugar a una muesca en el arco.

Artículo y Kusy ^[6] señalaron que la influencia de la angulación incorporada al *bracket* incrementa notablemente la resistencia al deslizamiento. Así, con una angulación de 7°, aumenta la resistencia un 80%. Cuando el ángulo se aumentó a 13°, se produjo un aumento de un 99% en la resistencia al deslizamiento. Por lo tanto, la información de tip en las prescripciones actuales puede ir en contra de las mecánicas de deslizamiento.

O'Reilly, Dowling, Lagerstrom y Swartz ^[7] dijeron que si se tiene en cuenta la situación clínica, donde hay movimiento intermitente entre el *bracket* y el arco, clínicamente no podríamos estar viendo verdadera fricción.

Kapur, Sinha y Nanda ^[8] confirman la relación directa entre el diámetro, la sección del arco y la fricción. Observaron que la resistencia al deslizamiento con los *brackets* de acero inoxidable (SS) era mayor a medida que aumentaba el diámetro y la sección del arco.

Thorstenson y Kusy ^[9] realizaron una comparación entre *brackets* de autoligado y *brackets* convencionales (de ligado tradicional). Se comprobó que en ambos *brackets* según aumenta la angulación, aumenta también la fricción. Es decir, para ellos la fricción era similar en ambos tipos de *brackets*. Liew y cols. ^[10] confirmaron este hecho, realizando pruebas in vitro al igual que haría posteriormente Bunkall ^[11]. Rossouw y cols. ^[12] y Moore y su equipo ^[13], demostraron que no hay ninguna diferencia estadísticamente significativa entre la fricción estática y la dinámica.

No obstante, existe mucha controversia sobre este tema. Así Hain, Dhopatkar y Rock ^[14] registraron la fuerza estática de fricción con el *bracket* convencional, con



brackets de autoligado activo y con *brackets* autoligado pasivo. No se incluyó ninguna información en los *brackets*. Los autores concluyeron que el *bracket* de autoligado pasivo produce significativamente menos fricción que los otros dos sistemas de *brackets*. Sus resultados coinciden con los de Thorstenson y Kusy^[9]. Braun, Bluestein, Moore y Benson^[15] estudiaron la resistencia al deslizamiento utilizando diferentes tamaños de arco, diferentes métodos de ligadura y diferentes ángulos, obteniendo resultados totalmentedistintos.

Burrow^[16] realizó una revisión sobre la fricción y la resistencia al deslizamiento, en la que postuló las siguientes afirmaciones: la fricción no es el componente principal de la resistencia al deslizamiento en el tratamiento clínico. Los estudios de laboratorio muestran que la relación del arco con las distintas partes del *bracket*, que se produce poco después de que comience el movimiento dentario, es mucho más importante de lo que se pensaba. Puede ocurrir que mínimas alteraciones del arco produzcan, temporalmente, movimientos inesperados del diente. Con los ensayos realizados anteriormente apoyan la teoría de que los *brackets* de autoligado no reducen el tiempo de tratamiento.

1.2 Factores que influyen en la fricción

Inicialmente los estudios de fricción se hacían pasivamente, es decir, no se consideraban funciones como la masticación, fonación, deglución, etc. Tampoco se tenían en cuenta factores como el tipo de maloclusión, la inclinación dentaria, información de los *brackets*, relación arco/slot del *bracket*, tipo de ligaduras o sistemas de autoligado, e incluso la misma fricción simulada en el ambiente oral^[16].

Se realizaron muchos estudios para evaluar los principales factores que influyen en la fricción. De ellos los más relevantes son:

Arco

Según lo descrito por Kapila y Sachdeva^[17], las distintas secciones de arco utilizadas demostraron grandes cambios en la fuerza aplicada para superar la fricción estática antes del movimiento. Una vez que se inició el movimiento, los resultados mostraron una meseta muy variada de fuerzas necesarias para continuar con el movimiento del *bracket*.



El objetivo del estudio realizado por Castro y cols. ^[18] era comparar las fuerzas de fricción estáticas generadas en el espacio *bracket*/arco, de *brackets* de acero inoxidable con diferentes angulaciones, combinados con arcos de ortodoncia de diferentes diámetros. Se observó una diferencia significativa en la fricción estática cuando se probaron los tipos de *brackets* con el mismo tamaño del arco. Los *brackets* convencionales mostraron mayores valores de fricción que los *brackets* de autoligado. Los valores de fricción con autoligado fueron significativamente menores que los observados en los otros *brackets*.

El diámetro del arco produjo fricción sólo cuando los *brackets* tenían una angulación de 10°. Los *brackets* denominados “con ranura modificada” (autoligado activo o pasivo según el slot esté completamente relleno o no), mostraron valores de fuerza de fricción estática intermedios entre los *brackets* convencionales y los de autoligado pasivo.

Tipo de Bracket

Regis, Soares, Camargo, Filho, Tanaka, y Maruoc ^[19] evaluaron el efecto de la exposición clínica en la morfología de la superficie, las dimensiones y el comportamiento de fricción de los *brackets* metálicos, en 95 *brackets* de 3 marcas comerciales. Se observaron modificaciones de la superficie con signos de corrosión y deformación plástica en los *brackets* recuperados, en comparación con los *brackets* cuando se reciben del fabricante. Se concluyó que los *brackets* metálicos se someten a una degradación significativa durante el tratamiento de ortodoncia, posiblemente con una mayor fricción. Aunque algunos autores han planteado la hipótesis de que se produce un aumento en la fricción debido a alteraciones de la superficie ^[20,21], Baumberger ^[22] sugirió un efecto en las superficies de deslizamiento en el medio ambiente oral. Oh, Choo, y Kim ^[23] encontraron resultados similares en una instalación in-vitro, donde las variaciones en la resistencia de fricción varió hasta 2,5 veces entre los *brackets* de la misma marca. Eliades y Bourauel ^[20], comparando *brackets* de Ni-Ti y arcos de acero inoxidable, llegaron a la conclusión de que podrían tener aproximadamente de 10% a 20% de aumento en las fuerzas de fricción, con grandes fluctuaciones en el desplazamiento.



En un estudio realizado por Nucera y cols. ^[24] se tuvo como objetivo aclarar el efecto de diferentes diseños de ranura expresados por cinco tipos de *brackets* de baja fricción. Con *brackets* desplazados verticalmente, el aumento de la anchura mesio-distal de la ranura generaba la presencia de un ángulo de contacto en los bordes mesial y distal de la ranura, aumentando así los valores de RD. Con *brackets* desplazados horizontalmente, las RD expresadas por el arco se ven influenciadas de forma simultánea por la profundidad y la anchura mesio-distal de la ranura, y la presencia de ángulo en los extremos de la base de la ranura.

La RD entre el *bracket* y el arco depende principalmente de la fricción clásica (FR). Los factores que afectan a la RD son: tipo de *bracket*, tipo y método de ligadura, características de la superficie, angulación, tamaño y sección del arco.

El diseño de la ranura del *bracket* con bordes redondeados podría ser un requisito importante para un sistema de *bracket* de baja fricción. El diseño de la ranura del *bracket* es un aspecto fundamental que afecta a la RD generada en el espacio de arco/*bracket*.

Williams y Khalaf ^[25] investigaron in vitro la fricción estática entre el *bracket* y el arco, en dos sistemas de *brackets* de autoligado y los comparan con *brackets* de metal convencionales y *brackets* cerámicos.

Los *brackets* cerámicos de autoligado con ranura metálica generaron una fricción estática y significativamente menor que los sistemas de *bracket* de cerámica convencionales con el arco en angulaciones de 0° y 7°. En varios estudios se ha encontrado que los *brackets* de cerámica producen significativamente más fricción que los de acero inoxidable.

Estudios previos han investigado algunas de las variables que, se cree, influyen en la cantidad de fricción entre el *bracket* y el arco. Pizzoni y cols. ^[26], encontraron que la selección del diseño del *bracket*, material y sección del arco, pueden influir significativamente en las fuerzas que actúan en un sistema de arco continuo. Schumacher et al. sugieren que la fricción fue determinada principalmente por la naturaleza de la ligadura, y no por las dimensiones de los diferentes arcos. La fuerza de ligadura puede ser alterada cambiando el material o mediante el uso de *brackets* de



autoligado. Para Pizzoni y cols. ^[26], los *brackets* de autoligado tenían una fricción notablemente menor que los *brackets* convencionales a angulaciones de 3°, 6°, 9° y 12°.

Si se aumenta la angulación de arco, la superficie de la ranura del *bracket* estará potencialmente en contacto con el arco y contribuirá a ejercer mayor fuerza de fricción. Se ha demostrado que, al aumentar los valores de fuerza de fricción, aumenta el alineamiento del arco ^[27]. Williams y Khalaf ^[25] obtienen que la fuerza de fricción media fue, aproximadamente, el doble de su valor para la angulación del arco de 7° en comparación con la angulación del arco de 0°.

Drescher, Bourauel, y Schumacher ^[28] encuentran, dentro de los parámetros de fricción, que la resistencia varía inversamente a la anchura de la ranura del *bracket*. Esta diferencia puede explicarse por el hecho de que, durante el estudio, el *bracket* estaba “libre” (sin cementar a ninguna superficie), mientras que con el trabajo de Frank y Nikolai ^[29], el *bracket* sometido a estudio estaba unido a la máquina que mensuraba la fricción.

Muchas de las investigaciones anteriores que han estudiado la resistencia al deslizamiento, demuestran que ésta se redujo tras alinear las ranuras de los *brackets* con independencia de que se estudien *brackets* cerámicos convencionales o con slot de acero inoxidable ^[30-33]. Un hallazgo inesperado fue que el metal convencional tenía una fuerza de fricción significativamente mayor tanto con los *brackets* cerámicos con ranura metálica como con *brackets* de autoligado de cerámica utilizando arcos rectangulares con angulación de 0°. Los arcos rectangulares mostraron un valor de fuerza de fricción significativamente mayor que los arcos redondos para los *brackets* de cerámica, tanto con *slot* metálico o como cerámico. Este hallazgo confirma los estudios anteriores que han demostrado que las fuerzas de fricción aumentan a medida que aumenta el tamaño del arco o la angulación de la ranura del *bracket*.

Mugurama y cols. ^[34] investigaron los efectos de la torsión y las propiedades de fricción de los *brackets* de autoligado (SLBs). En la mayoría de las combinaciones, aumentando el par, de fuerzas, se produjo un aumento significativo en la fricción estática. La mayoría de las combinaciones de arcos y SLBs en todos los pares de torsión producen menos fricción que la del *slot* convencional. Las combinaciones de alambre



con SLBs activos mostraron una fricción más alta que las combinaciones de arcos con SLBs pasivos en la mayoría de condiciones. Al aumentar el par, se observó un mayor contacto entre la pared de una ranura del *bracket* y el borde del alambre para todos los tipos de *brackets*. El aumento de la torsión cuando se utiliza SLBs provoca un aumento en la fricción, ya que el contacto entre la pared de la ranura del *bracket* y el borde del alambre se hace mayor; el diseño de los *brackets* influye en la fricción estática.

Sólo el estudio de Chung, Nikolai, Kim, y Oliver ^[35] ha descrito los efectos de la torsión en las propiedades de fricción de los SLBs, y la limitada información disponible actualmente en este tema.

Composición Bracket/Arco

Doshia, Wasundhara, y Bhad-Patilb ^[36] investigaron la resistencia a la fricción estática entre 3 *brackets* de cerámica con diferentes metales en la ranura: oro-paladio, cerámica y acero inoxidable, utilizando diferentes tipos de arco: acero inoxidable, Ni-Ti, aleación de titanio-molibdeno (TMA) y TMA de baja fricción. El *bracket* de cerámica con la ranura de oro-paladio mostró los valores de fricción más bajos en todas las combinaciones. Asimismo, los valores de fricción del TMA fueron comparables con arcos de acero inoxidable.

Kusy y Whitley ^[37] fueron los primeros en ver el efecto de la topografía de la superficie sobre los coeficientes de fricción. Sus resultados mostraron que la rugosidad superficial baja no era una condición suficiente para obtener coeficientes de baja fricción. Prosocki, Bagby, y Erickson ^[38] también mostraron resultados similares. Sin embargo, en estos estudios, no se tuvo en cuenta la rugosidad de la superficie de las ranuras del *bracket*.

En un estudio realizado por Mendes y Rossouw ^[39], el *bracket* con ranura de acero inoxidable tratado para reducir la fricción con la implantación de iones, mostró una resistencia significativamente menor que aquellos que tenían ranuras de acero inoxidable sin tratar, cuando se probaban con el Ni-Ti, β -titanio y acero. La composición de la ranura del *bracket*, sus dimensiones y las características de superficie, así como las angulaciones y la interacción del arco en el *slot*, pueden ser importantes aumentando o disminuyendo la fricción de un *bracket* “especial”. Otra



consideración es el tipo, la tensión y la longitud de la ligadura seleccionados para cerrar la ranura.

Para Cash, Curtis, Garrigia-Majo, y McDonald ^[40], los *brackets* de TMA modificado podrían permitir el cierre de espacios con un desarrollo mínimo de las fuerzas de fricción. Cuando la rugosidad de la ranura aumentaba, la resistencia a la fricción también lo hacía. Sin embargo, no se encontró correlación entre la rugosidad de arco y resistencia a la fricción.

En el estudio realizado por Monteiro y cols. ^[41] se comparó la influencia del material del arco (Ni-Ti, β -Ti, acero inoxidable), y el diseño de los *brackets* (autoligado y convencional) con la fuerza de fricción. Como en estudios anteriores, los *brackets* de autoligado producen valores de fricción significativamente más bajos en comparación con los *brackets* convencionales. Los valores de la resistencia a la fuerza de fricción fueron directamente proporcionales al aumento de la angulación arco/*bracket*.

Dentro de los *brackets* convencionales, los arcos de acero inoxidable fueron los que obtuvieron unos valores de fuerza de fricción más bajos, seguidos por los de Ni-Ti y β -Ti. Dentro de los *brackets* de autoligado, los arcos de Ni-Ti tuvieron los valores de fricción más bajos.

Monteiro y cols. ^[41] demuestran que no hay cambios significativos en los valores de la fuerza de fricción en el *bracket* durante las pruebas mecánicas realizadas. Estas pruebas también demostraron que la fricción sigue el mismo orden que la rugosidad, es decir, acero inoxidable, Ni-Ti y β -Ti. Estos resultados dan a entender que la rugosidad influye sobre la fricción.

Ligado

El método de ligadura determina la fuerza con la que el alambre se acopla dentro de la ranura del *bracket* y por lo tanto está directamente relacionada con la resistencia al deslizamiento.

Shivapuja y Berger ^[42] encontraron que los arcos deslizaban mejor con *brackets* de autoligado que con *brackets* convencionales sujetos con ligaduras elastoméricas. Los autores afirmaron que este hallazgo fue debido a la falta de contactos entre el arco y los



brackets de autoligado, en comparación con los que se producían en los *brackets* convencionales. Es decir, la libertad del arco dentro de la ranura era mayor en *brackets* de autoligado.

Bazakidou, Nanda, Duncanson, y Sinha ^[43] encontraron que las ligaduras de acero inoxidable producen mayor variación en las fuerzas de fricción que las ligaduras elásticas. Gran parte de los datos disponibles sugieren que la fuerza de la ligadura es un factor que contribuye a la resistencia a la fricción.

Kapur, Sinha, y Nanda ^[44] y Pizzoni ^[26] también encontraron que los *brackets* de autoligado producen menos resistencia al deslizamiento que los *brackets* convencionales. Otro estudio indicó que esta diferencia sólo fue significativa con arcos de un diámetro pequeño (0.014”) en la ranura 0.022”, y que no hubo diferencia al insertar arcos (0.016”-0.022” o 0.019” x 0.025”).

Eberling, Straja, y Tuncay ^[45] mostraron una reducción significativa en el tiempo del tratamiento de los casos tratados con los *brackets* de autoligado Damon[®] en comparación con los *brackets* convencionales de acero con ligaduras elastoméricas. Por el contrario, Miles ^[46] concluyó que el tiempo de tratamiento en la fase de alineamiento no era más reducido con *brackets* de autoligado (Smart Clip[®]) que con *brackets* convencionales, ya que la libertad del arco dentro del *slot* eran tan grande que no se producía el alineamiento.

Wilkinson, Dysart, Hood, y Herbison ^[47] estudiaron los arcos de Ni-Ti superelástico de 0.016”, y los sometieron a un ensayo de flexión de tres puntos simulando una malposición. Durante la fase de descarga, ningún arco de Ni-Ti ligado con elastómeros en *brackets* convencionales pudo volver a su forma original completamente debido a la fricción. En otras palabras, la recuperación elástica del arco no fue capaz de superar la fricción. Cuando se llevó a cabo en presencia de *brackets* de autoligado, los arcos volvían completamente a su forma. Este estudio in vitro demostró la resistencia a la fricción durante el alineamiento. En esta fase del tratamiento, la fricción era mayor utilizando los *brackets* ligados convencionalmente que con los *brackets* de autoligado.



La forma de colocación de las ligaduras elastoméricas es un factor que puede influir en la cantidad de fricción generada durante la mecánica de deslizamiento. Según Hain, Dhopatkar y Rock ^[48], una ligadura en “8” aumenta el nivel de fricción en todos los *brackets* probados.

Un estudio realizado por Ward y cols. ^[49] obtuvo la siguiente conclusión: la fricción de los arcos utilizados con *brackets* autoligables es menor que los arcos ligados elastoméricamente.

Suryawanshi, Sundareswaran, Philip, y Kumar ^[50] realizaron un estudio para evaluar el efecto en la fricción de los diferentes métodos de ligadura en seco y lubricados. Las muestras grupales en seco obtuvieron una fricción más alta que el grupo en los que se habían lubricado. El estudio llegó a la conclusión de que las ligaduras en “8” expresaron mayor fricción que las ligaduras colocadas diagonalmente en el *bracket*. Entre los grupos secos y húmedos, la lubricación mostró una reducción significativa en la fricción.

La única revisión sistemática ^[51] sobre la resistencia a la fricción dinámica frente a los *brackets* convencionales concluyó que los sistemas de ligado pasivo muestran menor fricción con arcos redondos. Wong y cols. ^[52] realizaron un estudio en el que se investigó y cuantificó el efecto de las alteraciones en la resistencia al deslizamiento, variando el ángulo de contacto entre el *bracket* y el arco. De este estudio se concluyó que los *brackets* de autoligado pasivo tienen menor RD en comparación con los *brackets* convencionales ligados. Hecho que acontece durante todas las condiciones de ensayo, en presencia o no de angulaciones.

Se encontraron resistencias al deslizamiento similares en *brackets* convencionales y *brackets* de autoligado cuando éstos tenían valores de μ más bajos.

Algunos estudios ^[53-55] que evaluaron arcos rectangulares no mostraron diferencias entre el *bracket* de autoligado y el *bracket* convencional. Una revisión sistemática ^[51] concluyó que, en comparación con los *brackets* convencionales, los *brackets* de autoligado mantienen una fricción más baja sólo cuando se combina con arcos redondos pequeños, es decir, en los primeros estadios de alineamiento.



Budd, Daskalogiannakis, y Tompson ^[56] evaluaron y compararon el comportamiento tribológico in vitro de cuatro tipos de *bracket* de autoligado. Concluyeron que el *bracket* Damon[®]3 era el que presentaba menor resistencia al deslizamiento, mientras que el *bracket* Speed[™] producía mayor fricción ($P < 0,001$) que los otros *brackets* probados con cualquier arco. Afirmaron que los *brackets* de autoligado pasivo producían menor resistencia al deslizamiento pero debe tenerse en cuenta la reducción del control en el sistema en comparación con otros. Asimismo, concluyeron que el tamaño y la forma de los arcos parecían tener influencia en la resistencia al deslizamiento cuando se consideraron *brackets* ligados activamente. En general, la resistencia al movimiento fue mayor con aumentos en la dimensión del arco y/o cambios en la sección transversal del alambre.

Krishnan, Kalathil y Abraham ^[57] demostraron, que tanto la fricción estática como la dinámica, fueron menores en SLBS activo y pasivo en comparación con el *bracket* convencional.

Cordasco y cols. ^[58] evaluaron las fuerzas de fricción entre el *bracket* y el arco. Incluyeron tres *brackets* de autoligado pasivo. Las fuerzas de fricción que presentaba el autoligado pasivo fueron significativamente menores que las fuerzas que resultaban de aquellos *brackets* con ligaduras elastoméricas. Se llevo al mismo resultado cuando se compararon los *brackets* de autoligado y los *brackets* convencionales con ligadura metálica. No se encontraron diferencias significativas al comparar la ligadura elástica y la metálica. Los *brackets* de autoligado activos mostraron fuerzas de fricción más altas en comparación con los *brackets* de autoligado pasivo, cuando el arco era mayor de 0.017”.

Reznikov, Har-Zion, Barkana, Abed, y Redlichd ^[59] evaluaron las fuerzas de fricción entre *brackets* de autoligado y arcos de acero inoxidable, sometidos a diferentes fuerzas de cizallamiento y de flexión en el plano vestibulolingual. Los *brackets* de autoligado pasivos desarrollan fuerzas de fricción más elevadas, en comparación con los del grupo de control (ligadura elástica convencional). Los *brackets* control tenían fuerzas de rozamiento considerablemente más bajas que cualquier otro grupo. Se obtuvo como resultado que el valor de la resistencia al deslizamiento es independiente de la



deflexión. Esto indica que el mecanismo de bloqueo del arco era principalmente responsable de la fuerza de fricción. Los valores de la resistencia al deslizamiento obtenidos en el grupo con ligadura de fricción reducida eran más pequeños que en el grupo de autoligado activo, que a su vez eran más pequeñas que los valores de resistencia de fricción en los pasivos.

Henao y Kusy ^[60], en un estudio similar, evaluaron la fuerza de fricción creada entre *brackets* de autoligado y arcos de Ni-Ti. Se obtuvo una fuerza de fricción más baja en los grupos de autoligado, a causa de un menor módulo elástico de la aleación Ni-Ti y, por tanto, un efecto predominante de la forma de ligar el arco.

Baccetti y cols. ^[61] analizaron las fuerzas liberadas por dos tipos de *brackets*. *Brackets* de autoligado pasivo de acero inoxidable y *brackets* convencionales en dos situaciones diferentes (unos con ligaduras de baja fricción y otros ligados convencionalmente). Los resultados de este estudio muestran que, en presencia de desplazamientos de 1,5-3 mm de los dientes, la cantidad de fuerza que producían los *brackets* de autoligado y los *brackets* convencionales con ligaduras de baja fricción eran similares. Las mayores diferencias en el rendimiento entre los sistemas de baja fricción y los convencionales se hicieron evidentes a los 6 mm de desplazamiento, en los que los *brackets* convencionales no produjeron suficiente fuerza para el alineamiento.

Anteriores estudios *in vitro* ^[62,63] no encontraron diferencias en la fuerza con el sistema convencional cuando la falta de alineamiento era de 6 mm. De acuerdo con estudios anteriores^[62,63] la presente investigación de Baccetti y cols. ha demostrado que un sistema de ligadura elastomérica de baja fricción puede representar una alternativa válida a los SLBs pasivo durante la fase de nivelación y alineamiento.

Crincolt y cols. ^[64] realizaron un estudio para medir la fuerza de fricción generada durante la mecánica de deslizamiento, en presencia de malposiciones dentarias utilizando autoligado pasivo (Damon[®] 3 mx, Smart Clip[®] y Tempo[®]) y *brackets* de baja fricción (Sinergy[®]) con diferentes diámetros de arco.

Los *brackets* de autoligado pasivo producían menor fricción que los *brackets* de autoligado activo, excepto en el caso de arcos de tamaño inferior ^[65]. Tecco, Festa, Caputi, Traini, Di Iorio y D'Attilio ^[66], también obtuvieron resultados similares para



arcos de Ni-Ti 0.014” y 0.016”. Las fuerzas de fricción generadas por el Damon® son ligeramente más pequeñas que las producidas por el Tempo®. Con el aumento del diámetro del arco de 0.014” a 0.016” se produce un 20% de aumento en la fricción.

Olivera, Daskalogiannakisb, y Tompsonc [67] estudiaron los parámetros que determinan el comportamiento de fricción de los *brackets* de autoligado pasivo, activo e interactivo durante la mecánica de deslizamiento. Los *brackets* de autoligado pasivo muestran una resistencia al deslizamiento significativamente menor que los *brackets* restantes. El *Speed*™ mostró la resistencia al deslizamiento más alta. El tipo de autoligado parece ser la variable principal para determinar la fricción de los *brackets* sometidos a mecánica de deslizamiento. Los *brackets* de autoligado pasivo demostraron tener una resistencia significativamente menor al deslizamiento. El *bracket* interactivo In-Ovation® C se comportó como un *bracket* de autoligado pasivo con los primeros arcos de alineamiento y como un *bracket* de autoligado activo cuando que la dimensión vestibulolingual del arco aumentaba. La profundidad del arco jugó un papel más importante que la altura en la resistencia al deslizamiento en los *brackets* activos e interactivos.

Alper, Aricib; y Aricic [68] compararon la extensión del movimiento del canino utilizando mecánica de deslizamiento, entre un *bracket* de autoligado (SC) y un *bracket* gemelar modificado (MT), para probar su coeficiente de fricción in vitro (COF). Después de ocho semanas, la media COF de los *brackets* MT fue menor que la de los *brackets* SC. Sin embargo, algunos estudios clínicos recientes, han demostrado que no hay diferencia significativa entre el autoligado y los *brackets* convencionales.

Bradley [69] afirmó que los SLBs disminuyen la resistencia al deslizamiento y mejoran este tipo de mecánica. En la investigación realizada por Paik y cols. [70] se encontró que los SLBs pasivos producen significativamente menos fricción que SLBs activos.

Saliva

Stannard, Gau, y Hanna [71] encontraron que la saliva artificial aumentó los coeficientes de fricción en arcos de β -titanio, acero inoxidable, y arcos de Ni-Ti en *brackets* con ranuras de acero inoxidable. Baker, Nieberg, Weimer, y Hanna [72]



encontraron que, cuando los *brackets* y arcos de acero inoxidable de ortodoncia se sumergían en un sustituto de la saliva, la fricción se reducía de 15% a 19%. Otros estudios han encontrado que la saliva o sustitutos de saliva proporcionan una reducción significativa en fricción ^[73].

Pratten, Popli, Germane, y Gunsolley ^[74] encontraron que la saliva artificial aumentó la fricción, mientras que Kusy y cols. ^[75] observaron que la saliva humana la disminuye. En el estudio de Tidy ^[76], no encontró relación entre el aumento de fricción y la saliva. Sin embargo, los resultados de todos los estudios *in vitro* deben ser interpretados con “cautela”, ya que la fricción muestra ser influenciada por la saliva, así como por la placa, los restos de comida, la corrosión, la temperatura (particularmente para Ni-Ti), y la masticación.

Leer-Ward, Jones, y Davies ^[77] observaron que la saliva, pensada para actuar como un lubricante, tiene un efecto inconsistente. Existe controversia en cuanto al efecto de la lubricación salival. Kusy y Saunders ^[78] afirmaron que los experimentos llevados a cabo en saliva artificial no eran válidos. Downing y cols. ^[79] dijeron que la saliva artificial tuvo el efecto de aumentar la fuerza de fricción en comparación con el estado seco. Así, algunos estudios han encontrado que la fricción se incrementa en la saliva humana, mientras que otros estudios han encontrado que la saliva juega un papel insignificante. En cuanto a la corrosión, una alternativa es el tratamiento de los arcos con poliamida como describen Bravo, et cols. ^[80].

En general los autores descartan la saliva como un factor determinante en la reducción de la fricción.

Rugosidad

En la física, el coeficiente de fricción depende de los materiales ^[81]. Algunos investigadores han apoyado una relación directa entre el aumento de fricción y coeficientes de fricción altos en condiciones naturales.

En cuanto a la textura de la superficie de las ranuras del *bracket* y los arcos de ortodoncia, los estudios preliminares indican que las características de superficie menos homogéneas en los arcos son los que tienen mayor rugosidad de la superficie, lo que genera más fricción.



Una serie de investigaciones han mostrado en estudios *in vitro*, diferencias en el rendimiento del arco en términos de fricción y rugosidad de superficie. Algunos apoyan los resultados obtenidos en el laboratorio, pueden trasladarse a la práctica clínica. Sin embargo, otros investigadores critican la fiabilidad de los estudios de laboratorio para replicar clínicamente el movimiento de los dientes y, por lo tanto, para predecir el rendimiento del alineamiento ^[82]. La mayoría de los estudios coinciden en que la fricción aumenta con dimensiones más grandes del arco. Por otra parte, otros investigadores no encontraron una relación significativa entre tamaño del arco y la fricción. Estos resultados contradictorios son, probablemente, debidos a diferentes condiciones experimentales.

Pocos investigadores ^[20] han evaluado el efecto del uso clínico en los arcos de ortodoncia. Algunos estudios mostraron un aumento significativo en la rugosidad superficial (Ra), y la fuerza de fricción ^[83,84].

Marqués, Araújo, Gurgel, y Normandocorthoia ^[84] demostraron que los arcos rectangulares de acero inoxidable, cuando se exponen al medio intraoral durante ocho semanas, presentan un aumento significativo en el grado de residuos en la superficie Ra, causando un aumento en la fricción.

Normando, Monteiro de Araújo, Vieira Marque, Barroso Tavares Dias y Mendes Miguel ^[85], indican que los arcos de ortodoncia cuando se exponen al medio intraoral, muestran un aumento significativo de los residuos, la rugosidad superficial y la fuerza de fricción de acuerdo con los anteriores autores. Se obtiene una reducción significativa del coeficiente de fricción después de la limpieza de arco con un SWS (limpieza con una esponja de lana de acero). Por lo tanto, la limpieza del arco reduce los valores de fricción observada después del uso clínico a niveles similares a los de los arcos tal y como se reciben, a pesar del método de limpieza.

Rudge, Sherriff, y Bister ^[86] compararon la rugosidad superficial estética de los arcos Ni-Ti con la fricción. Se obtuvo como resultado que los arcos revestidos generalmente exhiben mayor fricción que los arcos de control (acero inoxidable y Ni-Ti) sin recubrimiento. El arco TP[®] estético fue la excepción, ya que, obtuvo la fricción más baja. No hay diferencia en los coeficientes de fricción entre las combinaciones



arco/*bracket* investigados. Asimismo, según la correlación Spearman, no se demostró que existiese relación entre la rugosidad de la superficie y la fricción dinámica, es decir, los arcos estéticos estudiados, o tenían baja rugosidad superficial o baja fricción, pero no ambas simultáneamente. El análisis ANOVA confirmó que no hay diferencia significativa entre los arcos y la fricción.

En contraste con el trabajo previo de Husmann, Bourauel, Wessinger, y Jäger ^[87], encontraron que no todos los recubrimientos ensayados reducen la pérdida por la fricción en comparación con los arcos sin recubrimiento del mismo fabricante. Por otra parte, no todos los arcos recubiertos pueden ser alternativas viables clínicamente debido a la gran gama de resistencia a la fricción detectada.

Araujoa, Bicharab, Monteiro de Araujoa, y Normando ^[88] compararon el grado de residuos orgánicos y la fricción de los *brackets* convencionales y de autoligado antes y después de su uso clínico. Se estudian tres *brackets* convencionales y de autoligado y son evaluados una vez recibidos y ocho semanas después de la exposición intraoral. Después de la exposición intraoral, hubo un aumento significativo de la acumulación de residuos y, por tanto, aumento de la rugosidad en ambos sistemas de *brackets*. Sin embargo, los *brackets* de autoligado mostraron una mayor cantidad de residuos en comparación con los *brackets* convencionales.

La fuerza de fricción entre *brackets* convencionales fue significativamente mayor en comparación con los *brackets* de autoligado antes de su uso clínico. Después de la exposición clínica durante ocho semanas, se produce un aumento significativo de fricción en ambos sistemas. Las conclusiones principales fueron las siguientes: el autoligado y los *brackets* convencionales, cuando se exponen al medio intraoral, mostraron un incremento significativo en la fuerza de fricción durante la mecánica de deslizamiento más alta para los *brackets* convencionales. No obstante, con el estudio realizado a los *brackets* antes de las ocho semanas, se obtienen que los *brackets* de autoligado tienen una menor fricción. La acumulación de residuos fue mayor para el sistema de autoligado.

Una investigación anterior mostró un incremento del 20% en la fuerza de fricción cuando los arcos de ortodoncia están expuestos al ambiente oral durante ocho semanas.



Por lo tanto, parece razonable creer que la acumulación de residuos, no sólo en arco de ortodoncia, sino también en la ranura del *bracket*, produce un aumento significativo de la fuerza de fricción.

Velocidad

Baumberger ^[89] y Rossouw y cols. ^[22] declararon que dentro de rangos de muy baja velocidad, como ocurre en la ortodoncia, la mayoría de los coeficientes de fricción dinámica de los materiales aumentan. Kusy y Whitley ^[90] también explicaron que el coeficiente de fricción para el cromo-cobalto (Cr-Co) aumentó con la disminución de velocidad de deslizamiento. Estos resultados se podrían explicar por la teoría adhesiva de fricción, que da una fuerza de rozamiento proporcional al área de contacto real.

Yanasea, Loib, Nishiokaa, y Takahashi ^[91] evaluaron los efectos de la velocidad de deslizamiento de la fricción. El resultado principal obtenido fue que la fuerza de fricción tiende a aumentar a medida que la velocidad de deslizamiento disminuye. A velocidades de deslizamiento superiores a 1.024 mm/s las fuerzas de fricción en los arcos 0.016"x0.022" fueron significativamente mayores que en los arcos de 0.016"x0.022" Ni Ti.

En esta velocidad de deslizamiento extremadamente baja, no se encontró un valor de la resistencia por fricción estática diferente al valor de la resistencia de fricción cinética.



HIPÓTESIS Y OBJETIVOS



2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.

La mayoría de las variaciones en el diseño de los *brackets* están destinadas a disminuir la fricción estática y dinámica. Hasta ahora las propuestas presentadas se han basado en variaciones tanto del sistema de ligado de los arcos, como en cambios en la dimensión, etc. Todo ello ha dado lugar a nuevas generaciones de *brackets*: de baja fricción, de autoligado activo, de autoligado pasivo, etc. El elemento fundamental que rige el funcionamiento de la aparatología fija se basa en las interacciones *slot*/arco.

Pretendemos incorporar un elemento nuevo a esta discusión, como es el cambio dimensional del *slot*. El sustento de esta afirmación radica en que la mayoría de estudios publicados sobre este tema sólo contemplan las relaciones del arco en el fondo del *slot*, y no cuantifican lo que, a nuestro juicio, representa una superficie de contacto mayor, como son las paredes laterales del *slot*.

Nuestra hipótesis es la siguiente: dado que el apoyo del arco en el *slot* no sólo se produce en el fondo del mismo sino también en las paredes, ¿podría el cambio de morfología del *slot* y/o del arco conseguir mejorar las relaciones de comportamiento entre ambos frente a diferentes situaciones?

El objetivo principal de este trabajo es evaluar el comportamiento de un nuevo diseño de *slot* trapezoidal vs al *slot* de morfología rectangular en las interacciones *slot*-arco. Para ello se definen los siguientes objetivos específicos:

- Estudiar el comportamiento frente a la fricción del *bracket* con ranura trapezoidal con el “clásico” de ranura rectangular.
- Abrir el camino al estudio 3D del comportamiento de fricción en función del diseño del *slot* del *bracket*.
- Realización de un primer diseño de *bracket* con *slot* trapezoidal.



MATERIAL Y MÉTODO

3. MATERIAL Y MÉTODO.

3.1 Estudio comportamiento frente a la fricción. Simulación mediante programa SimWise4D

El programa SimWise 4D se utiliza para el desarrollo de productos que involucran ensamblajes de piezas en 3D.

Con SimWise 4D, hemos simulado la cinemática y dinámica de cuerpo rígido sometido a fuerzas dinámicas bajo diferentes fenómenos en piezas y ensamblajes. También se ha identificado sus esfuerzos, determinado las interferencias de pieza y respuesta-colisión, identificado las tensiones inducidas por el movimiento, producido animaciones basadas en la física, y hemos puesto a prueba sus sistemas de control.

3.2 Estudio comparativo del rozamiento del arco sobre distintas geometrías del bracket. 1er caso

En este caso se realiza un estudio de rozamiento dinámico producido en el contacto arco-*bracket* en el tratamiento de ortodoncia ^[92, 93].

Mediante simulaciones se pretende demostrar que determinadas geometrías de *bracket*, en concreto aquellas con ranura trapezoidal, permiten un mejor deslizamiento del arco. Los estudios se han realizado con el programa de simulación dinámica SimWise4D.

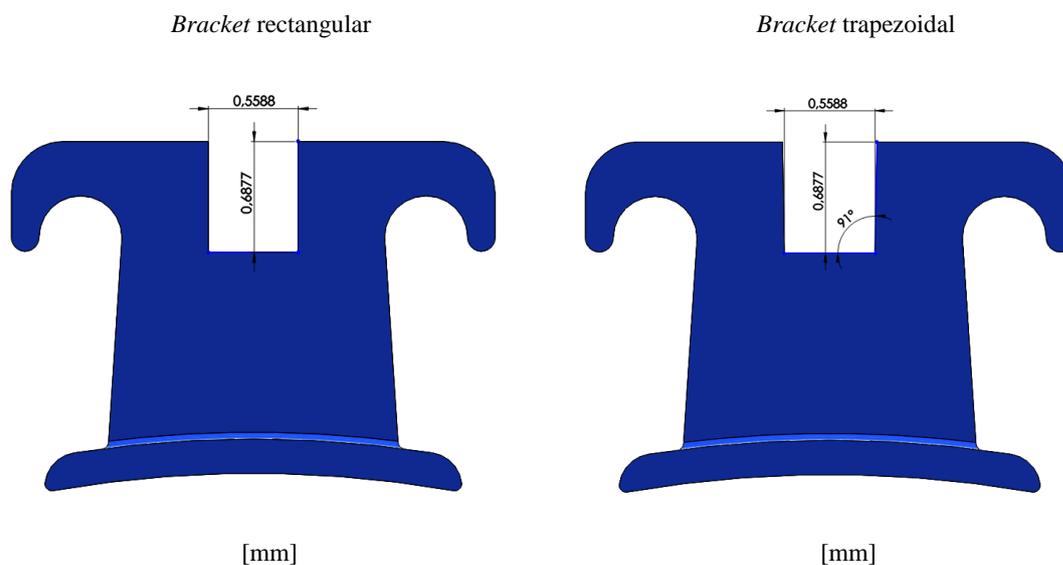


Figura 1. Dimensiones de las distintas geometrías del bracket

Dimensiones del arco

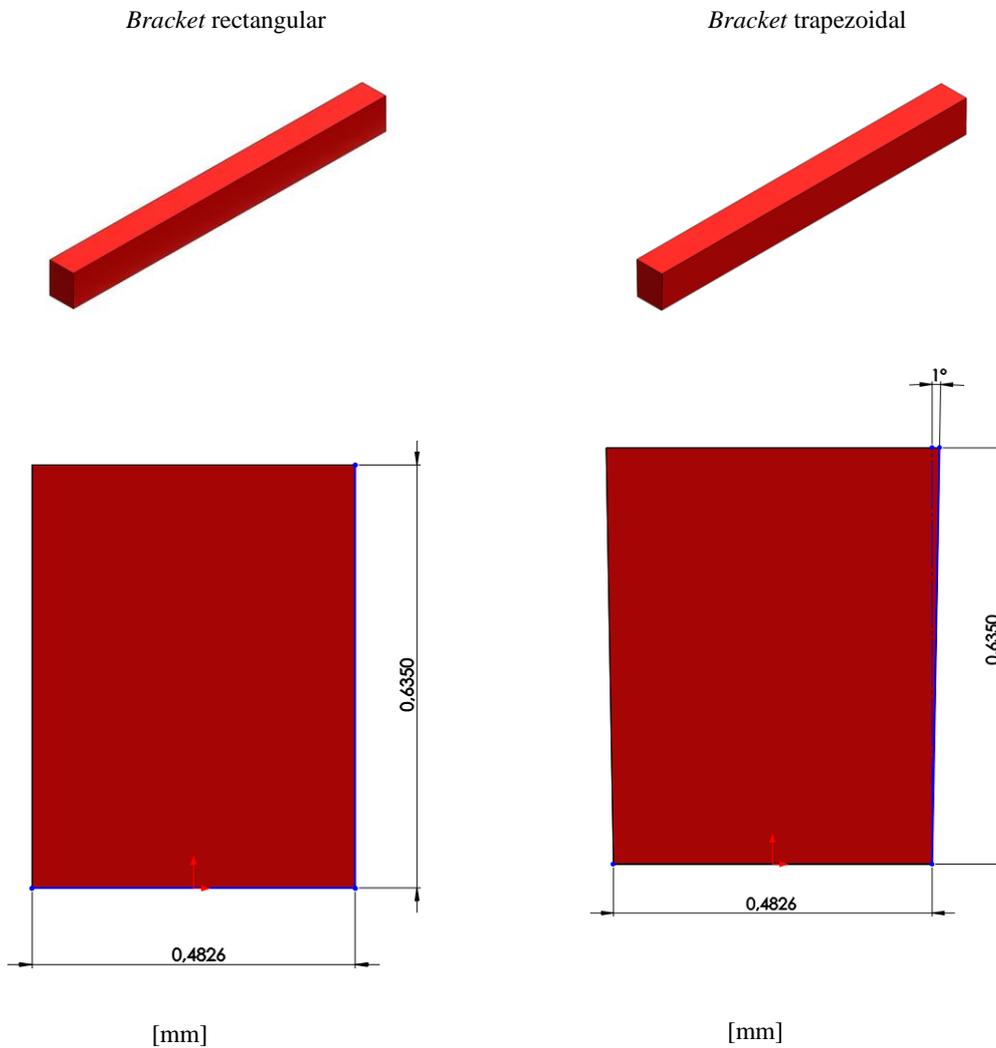


Figura 2. Dimensiones de las distintas geometrías del arco

Parámetros de la simulación

Se han realizado tres casos de estudio del conjunto *bracket*-arco combinándolos según su geometría.

- Bracket* rectangular con arco rectangular.
- Bracket* trapezoidal con arco rectangular.
- Bracket* trapezoidal con arco rectangular apoyado en un lateral.

Para obtener resultados comparativos todos los casos se han simulado bajo las mismas condiciones de rozamiento, estimando un mismo coeficiente de fricción dinámica.

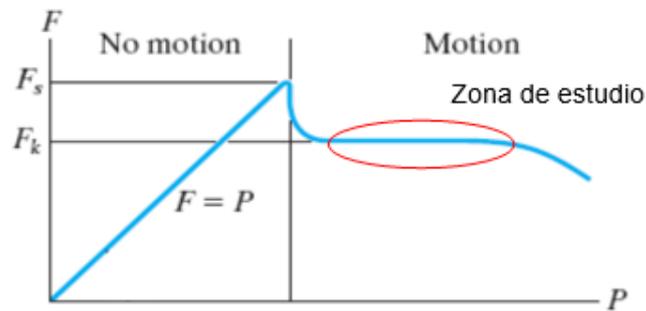


Figura 3. Condiciones para el estudio de los distintos casos

Del mismo modo, las fuerzas aplicadas sobre el arco han sido siempre iguales y constantes para todos los estudios.

Asimismo, la velocidad de deslizamiento estimada entre *bracket* y arco toma un valor igual y constante en todos los casos.

Estudio comparativo. Bracket rectangular – arco rectangular

Posicionamiento: El arco se sitúa con un su cara inferior apoyada en la base del *bracket* y con una de sus caras laterales apoyada en la cara lateral adyacente del *bracket*.

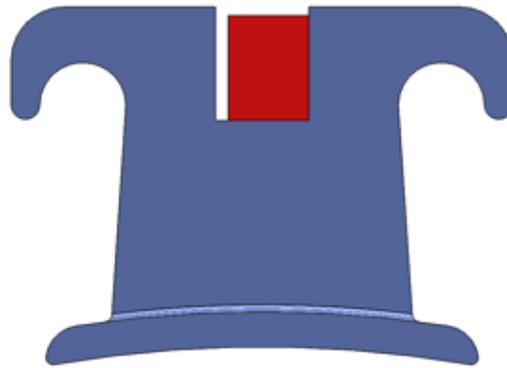


Figura 4. Posicionamiento bracket y arco rectangular

Disposición de las fuerzas externas: F_1 y F_2 aplicadas en dirección X e Y respectivamente.

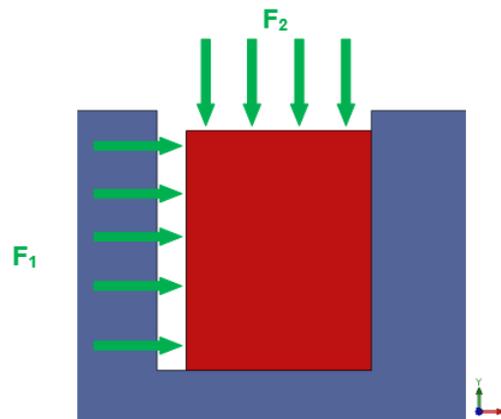


Figura 5. Fuerzas aplicadas en el bracket y arco rectangular

FUERZAS			
	Resultante	Componentes	
F1 [N]	10	Eje X	10
		Eje Y	0
F2 [N]	10	Eje X	0
		Eje Y	-10

Tabla 1 Fuerzas aplicadas en el bracket y arco rectangular

Restricciones de movimiento: se incorporan al arco dos restricciones de movimiento independientes entre sí. La primera simula el contacto entre la base del arco y la cara inferior de la ranura del bracket, la segunda simula el contacto entre la cara lateral del arco y la correspondiente del bracket. Ambas relaciones dan como resultado el desplazamiento efectivo del arco a lo largo del eje Z.

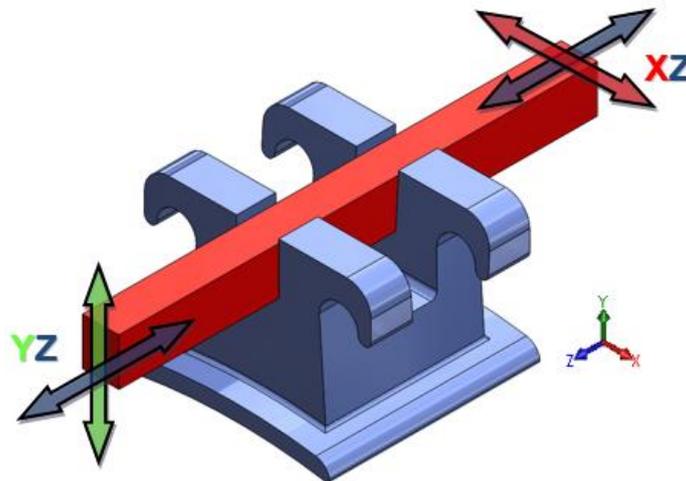


Figura 6. Restricciones de movimiento entre el bracket y arco rectangular

Estudio comparativo. Bracket trapezoidal – arco trapezoidal

Posicionamiento: El arco se sitúa con su cara inferior apoyada en la base del bracket y con una de sus caras laterales apoyada en la cara lateral adyacente del bracket.

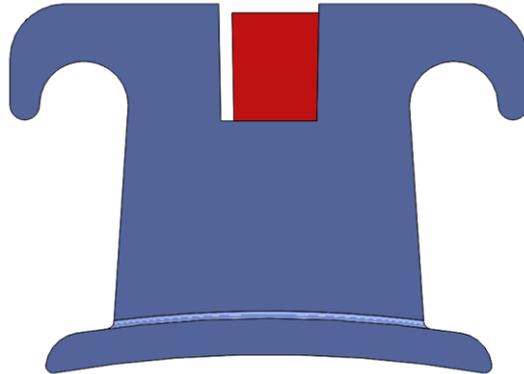


Figura 7. Posicionamiento bracket y arco trapezoidal

Disposición de las fuerzas externas: F_1 y F_2 aplicadas en dirección X e Y respectivamente.

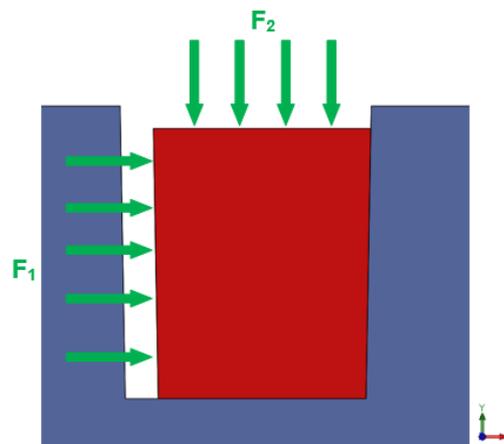


Figura 8. Fuerzas aplicadas en el bracket y arco trapezoidal

FUERZAS			
	Resultante	Componentes	
F1 [N]	10	Eje X	10
		Eje Y	0
F2 [N]	10	Eje X	0
		Eje Y	-10

Tabla 2 Fuerzas aplicadas en el *bracket* y arco trapezoidal

Restricciones de movimiento: se incorporan al arco dos restricciones de movimiento independientes entre sí. La primera simula el contacto entre la base del arco y la cara inferior de la ranura del bracket, la segunda simula el contacto entre la cara lateral del arco y la correspondiente del bracket. Ambas relaciones dan como resultado el desplazamiento efectivo del arco a lo largo del eje Z, de manera idéntica al CASO BRACKET RECTANGULAR Y ARCO RECTANGULAR.

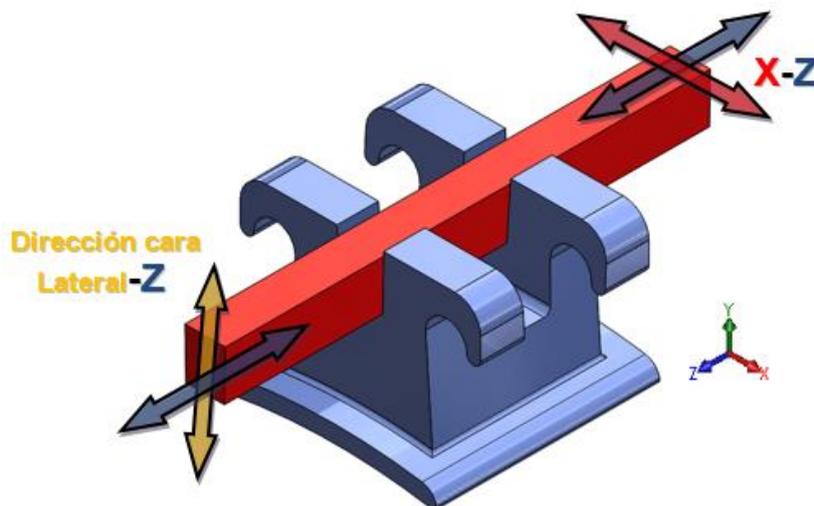


Figura 9. Restricciones de movimiento entre el *bracket* y arco trapezoidal

Estudio comparativo. Bracket trapezoidal – arco rectangular en cara lateral

Posicionamiento: En los CASOS “bracket rectangular y arco rectangular” y “bracket trapezoidal y arco trapezoidal”, el arco y el bracket tienen geometrías complementarias, pero en el caso de que esto no sea así el contacto arco-bracket puede cambiar susceptiblemente. Por ejemplo, en este caso se simula el comportamiento de un arco rectangular dentro de una ranura de bracket con forma trapezoidal. Es de esperar que tras someter el arco a determinados esfuerzos este gire para acomodar su cara lateral a la del bracket y así su base quedaría descargada, excepto la arista derecha.

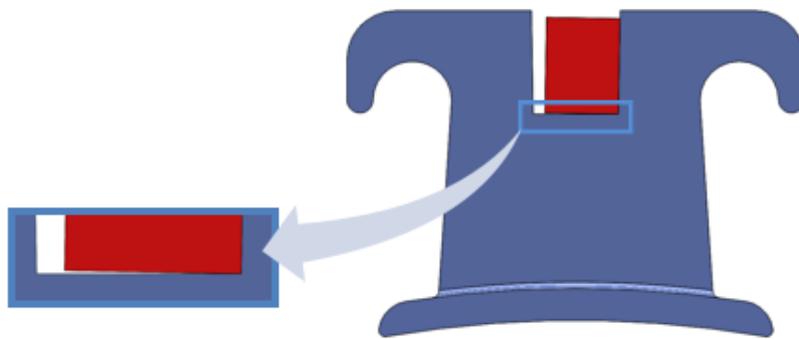


Figura 10. Posicionamiento bracket trapezoidal y arco rectangular en cara lateral

Disposición de las fuerzas externas: F_1 y F_2 aplicadas en dirección X e Y respectivamente.

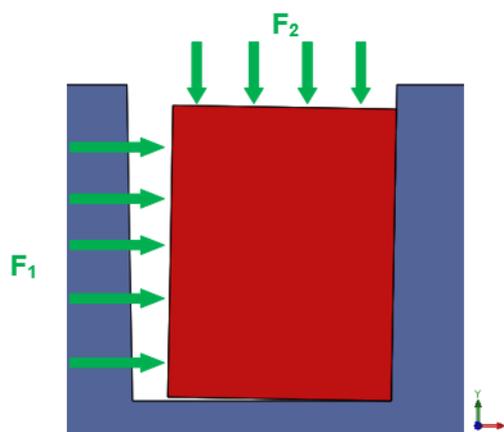


Figura 11. Fuerzas aplicadas en el bracket trapezoidal y arco rectangular en cara lateral

FUERZAS			
	Resultante	Componentes	
F1 [N]	10	Eje X	10
		Eje Y	0
F2 [N]	10	Eje X	0
		Eje Y	-10

Tabla 3 Fuerzas aplicadas en el *bracket* trapezoidal y arco rectangular en cara lateral

Restricciones de movimiento: Se simula el contacto entre caras laterales, considerando dos condiciones de desplazamiento. La primera limita el movimiento al plano formado por las caras en contacto con el eje Z, la segunda, lo impide en dirección perpendicular a las caras en contacto. De esta forma se consigue un movimiento efectivo a lo largo del eje Z.

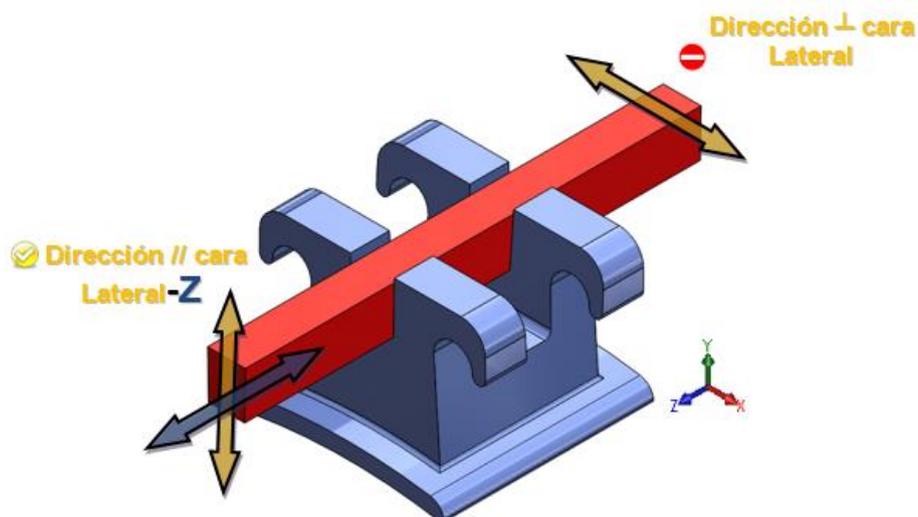


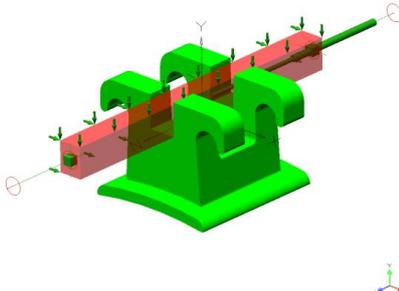
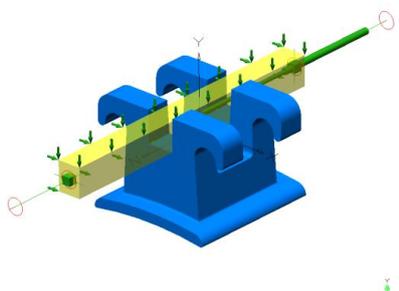
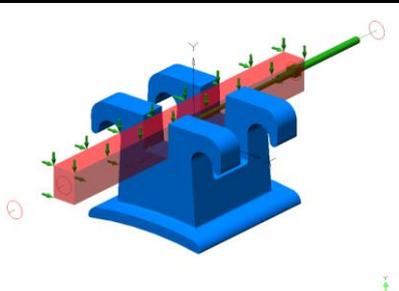
Figura 12. Restricciones de movimiento entre el *bracket* trapezoidal y arco rectangular en cara lateral



RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.

A continuación se exponen los resultados de las fuerzas de rozamiento calculados en el programa SimWise4D. Dicha fuerza de rozamiento, al comparar entre los distintos casos, será la producida en la dirección del movimiento (eje Z).

Bracket rectangular y arco rectangular	
	Fuerza de Rozamiento Fz [N]
	-4,9504
Bracket trapezoidal y arco trapezoidal	
	Fuerza de Rozamiento Fz [N]
	-4,9068
Bracket trapezoidal y arco rectangular en cara lateral	
	Fuerza de Rozamiento Fz [N]
	-3,5005

■ Bracket rectangular ■ Bracket Trapezoidal
■ Arco rectangular ■ Arco Trapezoidal

Tabla 4 Resultados estudio comparativo del rozamiento

Análisis físico de los resultados

Como se aprecia en la tabla anterior, los resultados de la fuerza de fricción varían considerablemente en función del caso de carga. Aunque el valor de las fuerzas aplicadas es el mismo en todos los casos, la geometría de los cuerpos sobre los que se aplica cambia, dando como resultado una variación en las componentes normales asociadas a esas fuerzas externas. Tales cargas sobre la cara lateral se descomponen según se muestra a continuación.

-BRACKET RECTANGULAR – ARCO RECTANGULAR:

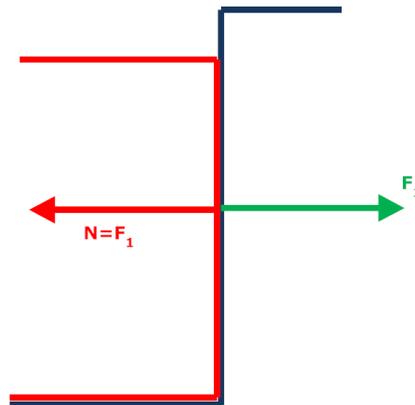


Figura 13. Resultados fuerzas. Bracket rectangular – arco rectangular

En la superficie lateral, la fuerza normal que resulta de la aplicación de F_1 , tiene el mismo módulo y sentido contrario. Existe equilibrio en esa dirección. Por lo que en dicha cara, se genera una fuerza de rozamiento en dirección Z de valor:

$$F_{Z_{lateral}} = \mu \cdot N$$

-BRACKET TRAPEZOIDAL – ARCO TRAPEZOIDAL:

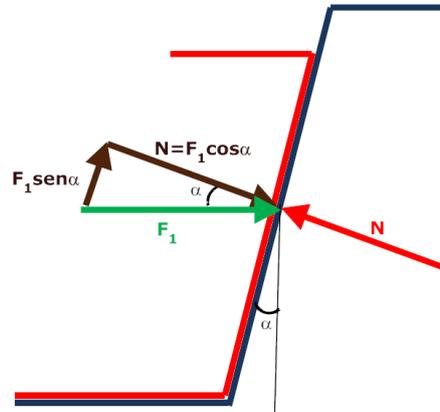


Figura 14. Resultados fuerzas. Bracket trapezoidal – arco trapezoidal

En este caso, la fuerza de rozamiento que actúa sobre la superficie lateral es menor debido a la inclinación α de la cara. Puesto que el valor de $\cos\alpha < 1$, para un mismo coeficiente de rozamiento μ , se tendrá una fuerza de fricción F_z actuando sobre la superficie lateral menor que en el caso anterior.

$$F_{z\text{lateral}} = \mu \cdot F_1 \cos\alpha$$

Por otra parte la componente $\text{sen}\alpha$ de la fuerza F_1 , tiende a contrarrestar la carga vertical a la que se somete el arco, que actúa sobre la base, provocando una disminución de la normal correspondiente y, con ello, de la fuerza de rozamiento en el contacto base arco - base bracket.

$$F_{z\text{base}} = \mu \cdot [F_2 - (F_1 \text{sen}\alpha) \cos\alpha]$$

$\underbrace{\hspace{10em}}$
 Componente vertical de
 $F_1 \text{sen}\alpha$

$\underbrace{\hspace{10em}}$
 Fuerza normal resultante que
 actúa sobre la base

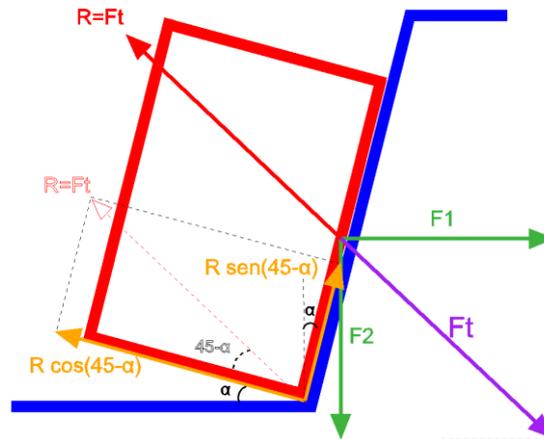
-BRACKET TRAPEZOIDAL – ARCO RECTANGULAR EN CARA LATERAL:

Figura 15. Resultados fuerzas. Bracket trapezoidal – arco rectangular en cara lateral

Debido a la inclinación del arco, se ha supuesto un contacto puntual en el vértice inferior derecho del bracket que absorbería las fuerzas exteriores.

$$F_T = \sqrt{F_1^2 + F_2^2}$$

Puesto que la resultante de estas fuerzas actúa sobre una superficie plana y una arista, en lugar de actuar sobre caras independientes, se tiene una componente normal única, resultado de la composición de las dos normales ($R \cdot \cos(45-\alpha)$ y $R \cdot \sin(45-\alpha)$) que coincidiría en módulo con F_T .

Por lo tanto, la Fuerza de rozamiento que se genera en el movimiento a lo largo del eje Z se puede expresar como:

$$F_z = \mu \cdot F_T$$



Figura 16. Resultados fuerzas de rozamiento para los 3 casos de estudio.

Rojo: Bracket rectangular- arco rectangular.

Amarillo: Bracket trapezoidal – arco trapezoidal.

Gris: Bracket trapezoidal – arco rectangular en cara lateral.

A la luz de los resultados obtenidos se puede establecer:

-Los brackets con ranuras de geometría rectangular provocan mayores fuerzas de fricción que los de geometría trapezoidal.

-Para ángulos pequeños de la ranura trapezoidal (entre 0.1° - 1°) la influencia en la fuerza de rozamiento resultante es muy pequeña, ya que esta depende directamente de su componente coseno. Como se observa al comparar el “bracket rectangular – arco rectangular” y “bracket trapezoidal – arco trapezoidal”, siendo aproximadamente un 1% menor en el “bracket trapezoidal – arco trapezoidal”.

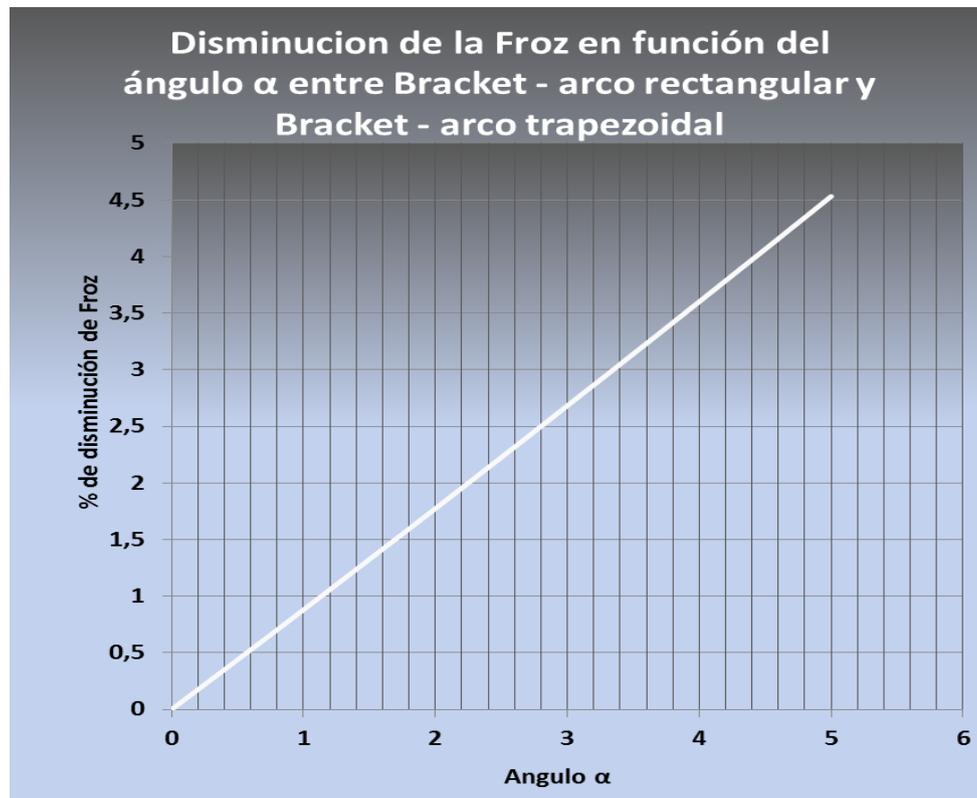


Figura 17. Resultados fuerzas de rozamiento para los 2 casos de estudio.

En el caso de giro o pivotamiento del arco con respecto al bracket, suponemos que el contacto se produce en una sola superficie. La componente de la fuerza de reacción, perpendicular a la superficie, resulta ser netamente menor que la suma de las componentes normales aplicadas en dos caras. Por consiguiente la fuerza de rozamiento asociada a esa normal también será menor que el caso de contacto con dos superficies. Al comparar el “bracket trapezoidal – arco trapezoidal” con el “bracket trapezoidal – arco rectangular en cara lateral”, se observa una disminución del 29% al pasar de dos superficies de contacto a sólo una.

Dicho fenómeno se acentúa si, además, aumenta el ángulo de la ranura trapezoidal, siendo del 30% para el ángulo de 1° (comparando el “bracket trapezoidal – arco rectangular en cara lateral” con respecto al “bracket rectangular – arco rectangular”).

4.1 Estudio comparativo del rozamiento del arco sobre distintas geometrías del bracket – ángulo de ranura trapezoidal variable entre 1° y 10°. 2° caso

En este estudio se recogen los resultados y las conclusiones de cálculos realizados para el contacto arco-bracket. En concreto, los relativos a las fuerzas de rozamiento que se originan en dicho contacto.

Considerado un estado de carga común, se ha realizado el estudio estático del sistema arco-bracket sobre 4 hipótesis posibles de movimiento inminente.

El estudio independiente de estas 4 hipótesis se debe al desconocimiento previo del movimiento en el contacto arco-bracket. Ampliando el rango de estudio a 4 posibles casos de movimiento se puede asegurar que se producirá alguno de ellos.

Sobre cada uno de los 4 casos de movimiento se han estudiado 10 geometrías de bracket, en las que el ángulo de la ranura trapezoidal toma valores de 1°, 2°, 3°... hasta 10°.

Estados de cargas

Es común para todas las geometrías de bracket estudiadas, entre 1° y 10°.

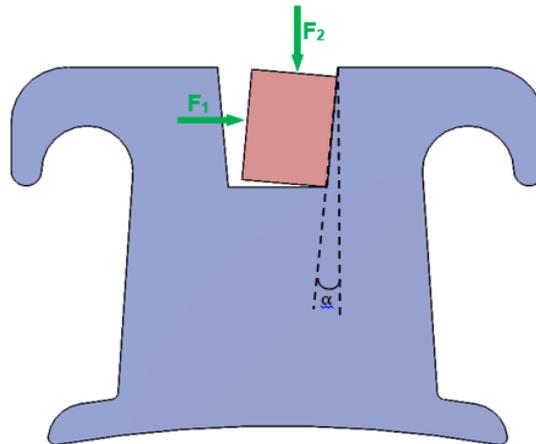


Figura 18. Estados de cargas para todas las geometrías del bracket.

FUERZAS				
	Resultante	Componentes		Punto de aplicación
F1 [N]	10	Eje X	10	Punto medio de la cara lateral izda. Del arco
		Eje Y	0	
F2 [N]	10	Eje X	0	Punto medio de la cara superior del arco
		Eje Y	-10	
α entre 1° y 10°				

Tabla 5 Estados de cargas para todas las geometrías del *bracket*

Posición del arco en la ranura del bracket

Para obtener las reacciones se hace imprescindible saber cuáles son los puntos de contacto entre el arco y el bracket. Para ello, se ubican ambos en una posición predefinida de 3 puntos de contacto, coincidiendo dicha posición con la disposición real si las reacciones resultantes tienen coherencia física.

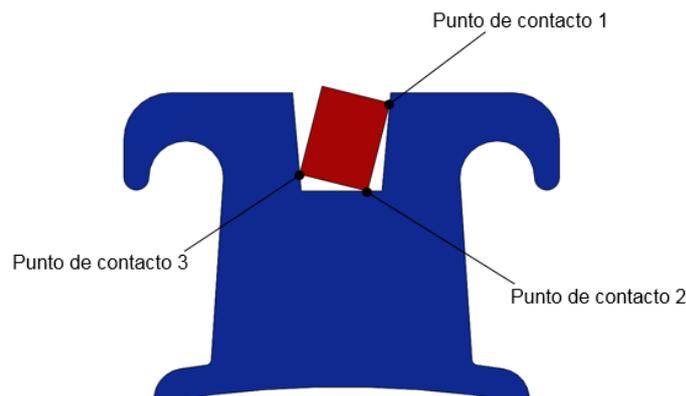


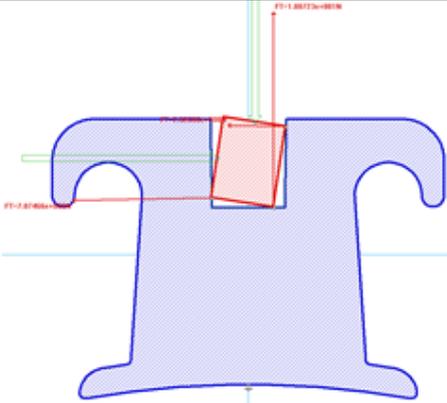
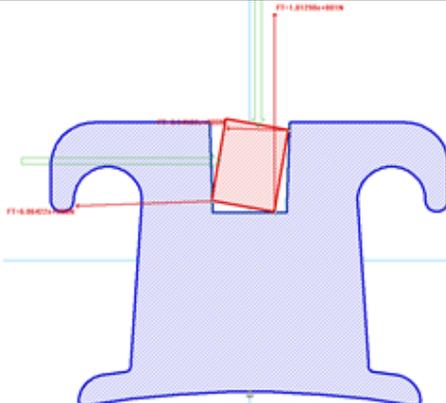
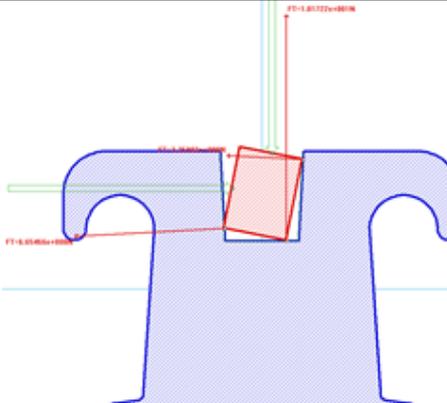
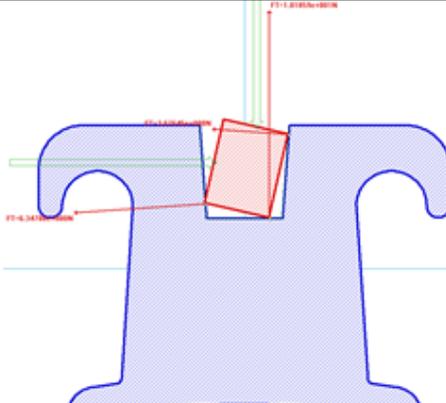
Figura 19. Puntos de contacto entre el arco y el bracket.

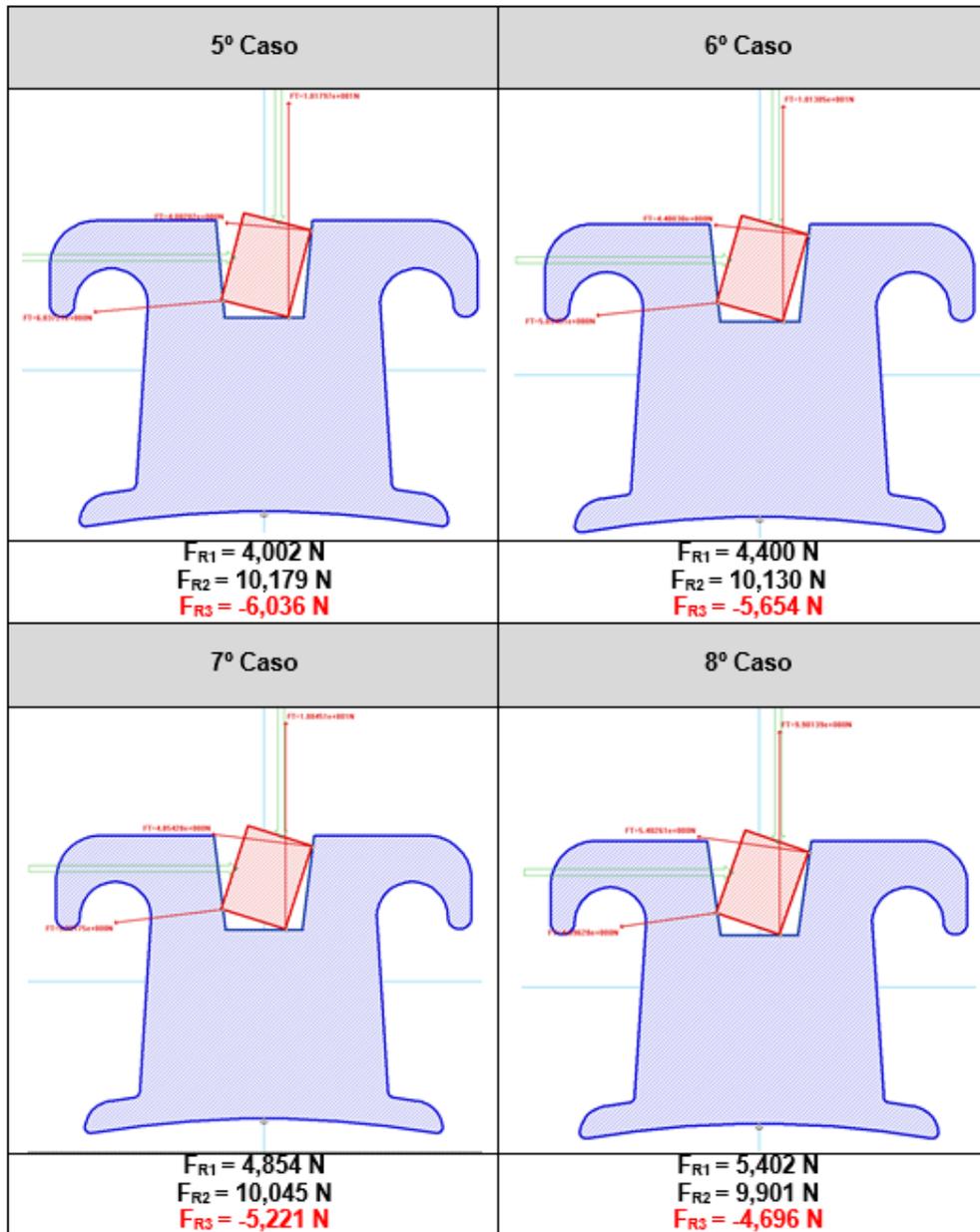
Si los resultados obtenidos mediante la simulación 2D respaldan la posición predefinida, el arco se encontrará en contacto con el bracket tal como se muestra en la figura 163. Si por el contrario se observa la aparición de fuerzas de reacción negativas

(entrantes en el bracket), significará que en realidad ambos puntos no pueden estar en contacto bajo el estado de cargas propuesto.

De esta manera se puede justificar la posición relativa entre arco y bracket para cada caso de ángulo.

En la siguiente tabla se recogen los resultados para los 10 casos de estudio planteados, variando el ángulo de la ranura del bracket de 1° a 10° en incrementos de 1°.

Resultados de las reacciones obtenidas para cada ángulo	
1º Caso	2º Caso
	
$F_{R1} = 2,926 \text{ N}$ $F_{R2} = 10,072 \text{ N}$ $F_{R3} = -7,074 \text{ N}$	$F_{R1} = 3,141 \text{ N}$ $F_{R2} = 10,129 \text{ N}$ $F_{R3} = -6,864 \text{ N}$
3º Caso	4º Caso
	
$F_{R1} = 3,359 \text{ N}$ $F_{R2} = 10,172 \text{ N}$ $F_{R3} = -6,654 \text{ N}$	$F_{R1} = 3,676 \text{ N}$ $F_{R2} = 10,185 \text{ N}$ $F_{R3} = -6,347 \text{ N}$



9º Caso	10º Caso
$F_{R1} = 6,126 \text{ N}$ $F_{R2} = 9,666 \text{ N}$ $F_{R3} = -3,998 \text{ N}$	$F_{R1} = 6,955 \text{ N}$ $F_{R2} = 9,343 \text{ N}$ $F_{R3} = -3,201 \text{ N}$

Tabla 6 Resultados de los 10 casos de estudio variando el ángulo de la ranura del *bracket*

En todos los casos se concluye que la fuerza de reacción en el punto de contacto 3 toma valor negativo (\perp a la superficie pero con sentido “entrante”).

Esto significa que en realidad no existe contacto en el punto 3, lo que sugiere que el arco se desplazará dentro de la ranura trapezoidal describiendo la trayectoria que se muestra en la siguiente figura:

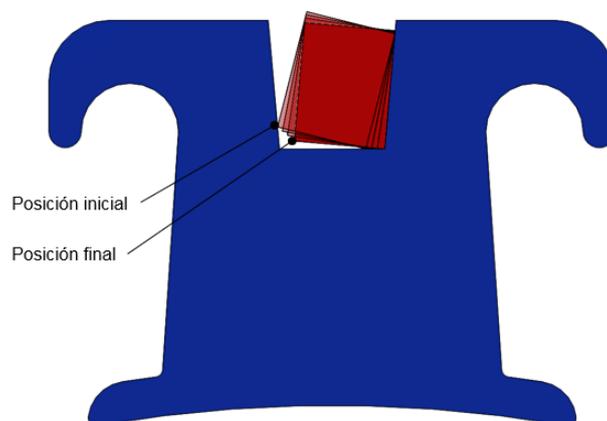


Figura 20. Trayectoria de desplazamiento del arco dentro de la ranura trapezoidal

La posición final en la que se encontrará el arco para proceder a los estudios de rozamiento es independiente de la geometría del bracket. Para todos los ángulos el arco se situará apoyado como se muestra en la figura 21.

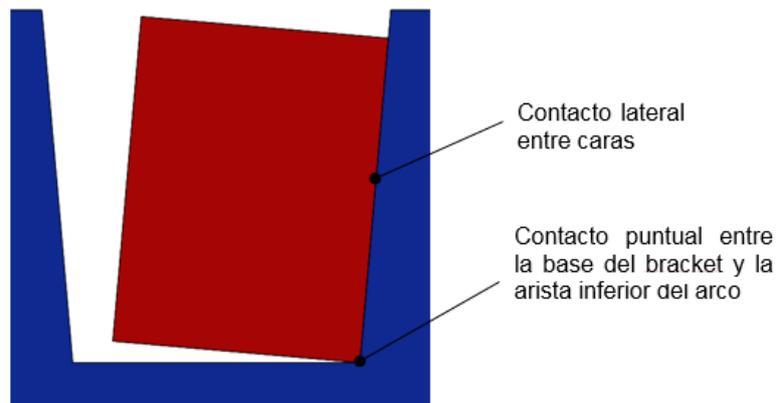


Figura 21. Posición final de apoyo del arco

A partir de esta posición inicial surge la duda de qué movimiento puede aparecer bajo el estado de cargas impuesto.

La respuesta a esta pregunta no es obvia, ya que hay varias posibilidades de movimiento. Por lo tanto, se ha seleccionado una serie de hipótesis o casos de movimiento susceptibles de darse bajo las condiciones de carga existentes.

Estudio de casos estáticos

Una vez definida la posición relativa entre arco y bracket, se pueden plantear distintos escenarios basados en hipótesis sobre el posible movimiento inminente que pueda sufrir el arco dentro de la ranura.

En cada uno de esos escenarios surgen reacciones o fuerzas de rozamiento específicos para ese caso.

Se han planteado 4 casos estáticos diferentes, analizando en cada uno de ellos las 10 geometrías de bracket sujetas a estudio.

Caso 1.

El arco se encuentra apoyado sobre la cara lateral del bracket considerando que no existe un estado de movimiento inminente. Por lo tanto no aparecen fuerzas de rozamiento según la dirección de las caras de contacto.

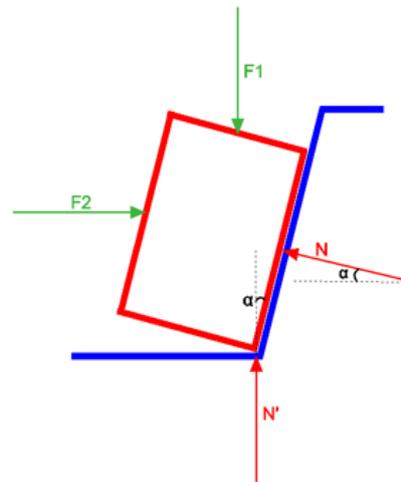


Figura 22. Caso 1

Ecuaciones de equilibrio que definen el caso:

$$\sum F_x = 0 ; F_2 - N \cdot \cos \alpha = 0 \quad \text{(I)}$$

$$\sum F_y = 0 ; -F_1 + N \cdot \sin \alpha + N' = 0 \quad \text{(II)}$$

$$\text{(I)} \quad N = \frac{F_2}{\cos \alpha}$$

$$\text{(II)} \quad N' = F_1 - N \cdot \sin \alpha = F_1 - F_2 \cdot \tan \alpha$$

$$F_{Roz_Avance} = \mu \cdot (N + N')$$

Caso 2.

El arco se encuentra apoyado sobre la cara lateral del bracket considerando que existe un estado de movimiento inminente en la cara lateral. En este caso aparece una fuerza de rozamiento según la dirección de la cara lateral.

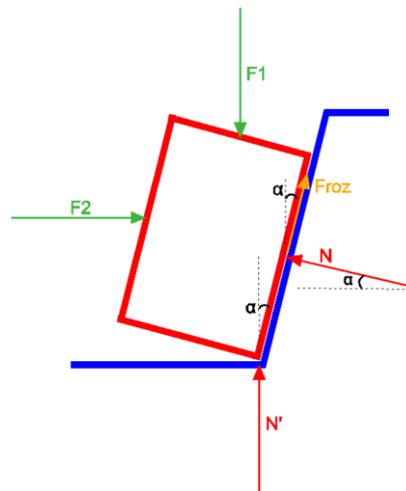


Figura 23. Caso 2

Ecuaciones de equilibrio que definen el caso:

$$\sum F_x = 0 ; F_2 - N \cdot \cos \alpha + \mu \cdot N \cdot \sin \alpha = 0 \quad \text{(I)}$$

$$\sum F_y = 0 ; -F_1 + \mu \cdot N \cdot \cos \alpha + N \cdot \sin \alpha + N' = 0 \quad \text{(II)}$$

$$\text{(I)} \quad N = \frac{F_2}{\cos \alpha - \mu \cdot \sin \alpha}$$

$$\text{(II)} \quad N' = F_1 - N (\mu \cdot \cos \alpha + \sin \alpha) = F_1 - \frac{F_2 (\mu \cdot \cos \alpha + \sin \alpha)}{\cos \alpha - \mu \cdot \sin \alpha}$$

$$F_{\text{Roz_Avance}} = \mu \cdot (N + N')$$

Caso 3.

El arco se encuentra apoyado sobre la cara lateral del bracket considerando que existe un estado de movimiento inminente en la base (el arco tiende a desplazarse en sentido anti-horario). En este caso aparece una fuerza de rozamiento según la dirección de la base.

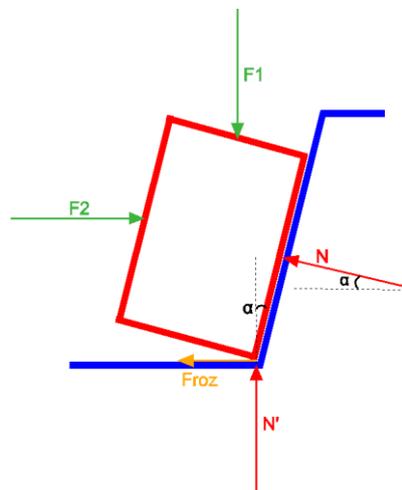


Figura 24. Caso 3

Ecuaciones de equilibrio que definen el caso:

$$\sum F_x = 0; F_2 - N \cdot \cos \alpha - \mu \cdot N' = 0 \quad \text{(I)}$$

$$\sum F_y = 0; -F_1 + N \cdot \sin \alpha + N' = 0 \quad \text{(II)}$$

$$\text{(I)} \quad N' = \frac{F_2 - N \cdot \cos \alpha}{\mu}$$

$$\text{(II)} \quad -F_1 + N \cdot \sin \alpha + \frac{F_2 - N \cdot \cos \alpha}{\mu} = 0; \quad -F_1 + N \cdot \sin \alpha + \frac{F_2}{\mu} - \frac{N \cdot \cos \alpha}{\mu} = 0$$

$$N \left(\sin \alpha - \frac{\cos \alpha}{\mu} \right) = F_1 - \frac{F_2}{\mu}; \quad N = \frac{\mu \cdot F_1 - F_2}{\mu \cdot \sin \alpha - \cos \alpha}$$

$$F_{\text{Roz_Avance}} = \mu \cdot (N + N')$$

Caso 4.

El arco se encuentra apoyado sobre la cara lateral del bracket considerando que existe un estado de movimiento inminente en la base y en la cara lateral simultáneamente (arco tiende a girar en sentido horario). En este caso aparecen fuerzas de rozamiento según la dirección de la base y la cara lateral en contacto.

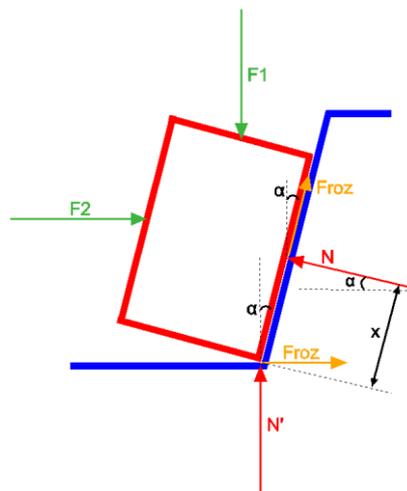


Figura 25. Caso 4



Ecuaciones de equilibrio que definen el caso:

$$\sum F_x = 0 ; F_2 + \mu \cdot N' - N \cdot \cos \alpha + \mu \cdot N \cdot \sin \alpha = 0 \quad \text{(I)}$$

$$\sum F_y = 0 ; -F_1 + N' + N \cdot \sin \alpha + \mu \cdot N \cdot \cos \alpha = 0 \quad \text{(II)}$$

$$\text{(I)} \quad N' = \frac{N(\cos \alpha - \mu \cdot \sin \alpha) - F_2}{\mu}$$

$$\text{(II)} \quad -F_1 + \frac{N(\cos \alpha - \mu \cdot \sin \alpha) - F_2}{\mu} + N \cdot \sin \alpha + \mu \cdot N \cdot \cos \alpha = 0;$$

$$N \left(\frac{\cos \alpha}{\mu} + \mu \cdot \cos \alpha \right) = F_1 + \frac{F_2}{\mu}; \quad N = \frac{\mu \cdot F_1 + F_2}{(1 + \mu^2) \cdot \cos \alpha}$$

$$F_{Roz_Avance} = \mu \cdot (N + N')$$

**Resultados**

CASO 1					
α [°]	F1 [N]	F2 [N]	N [N]	N' [N]	Froz Avance [N]
0	10	10	10	10	5
0,5	10	10	10,000	9,913	4,978
1	10	10	10,002	9,825	4,957
1,5	10	10	10,003	9,738	4,935
2	10	10	10,006	9,651	4,914
2,5	10	10	10,010	9,563	4,893
3	10	10	10,014	9,476	4,872
3,5	10	10	10,019	9,388	4,852
4	10	10	10,024	9,301	4,831
4,5	10	10	10,031	9,213	4,811
5	10	10	10,038	9,125	4,791
5,5	10	10	10,046	9,037	4,771
6	10	10	10,055	8,949	4,751
6,5	10	10	10,065	8,861	4,731
7	10	10	10,075	8,772	4,712
7,5	10	10	10,086	8,683	4,692
8	10	10	10,098	8,595	4,673
8,5	10	10	10,111	8,505	4,654
9	10	10	10,125	8,416	4,635
9,5	10	10	10,139	8,327	4,616
10	10	10	10,154	8,237	4,598

Tabla 7 Resultados Caso 1.

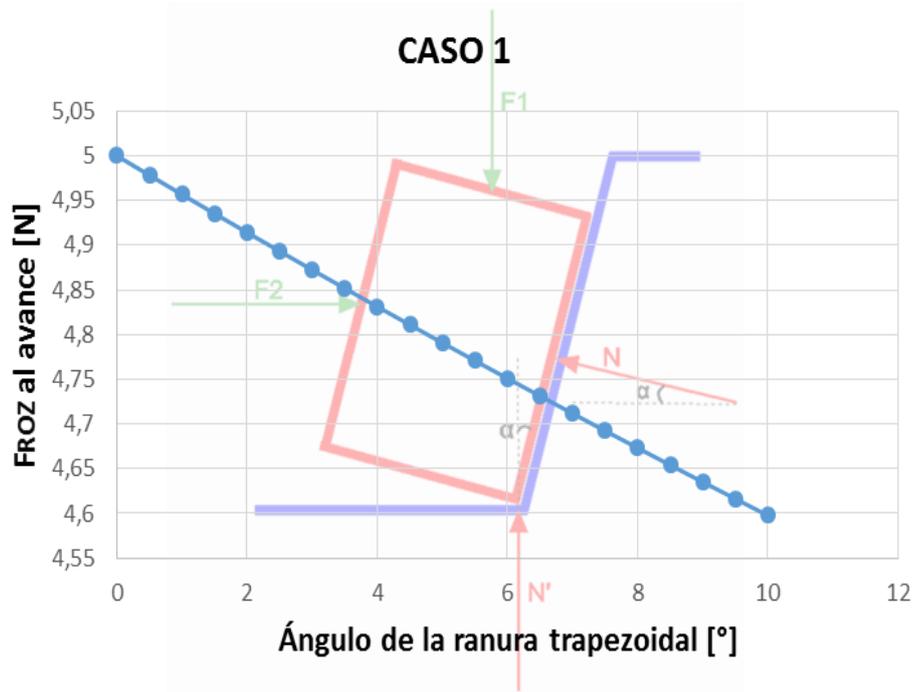


Figura 26. Resultados Caso 1.



CASO 2					
α [°]	F1 [N]	F2 [N]	N [N]	N' [N]	Froz Avance [N]
0	10	10	10	7,5	4,375
0,5	10	10	10,022	7,407	4,357
1	10	10	10,045	7,314	4,340
1,5	10	10	10,069	7,220	4,322
2	10	10	10,094	7,126	4,305
2,5	10	10	10,120	7,031	4,288
3	10	10	10,147	6,936	4,271
3,5	10	10	10,174	6,840	4,254
4	10	10	10,203	6,744	4,237
4,5	10	10	10,232	6,647	4,220
5	10	10	10,263	6,550	4,203
5,5	10	10	10,294	6,452	4,186
6	10	10	10,326	6,353	4,170
6,5	10	10	10,360	6,254	4,153
7	10	10	10,394	6,154	4,137
7,5	10	10	10,430	6,054	4,121
8	10	10	10,466	5,952	4,105
8,5	10	10	10,504	5,850	4,088
9	10	10	10,542	5,748	4,072
9,5	10	10	10,582	5,644	4,057
10	10	10	10,623	5,540	4,041

Tabla 8 Resultados Caso 2.

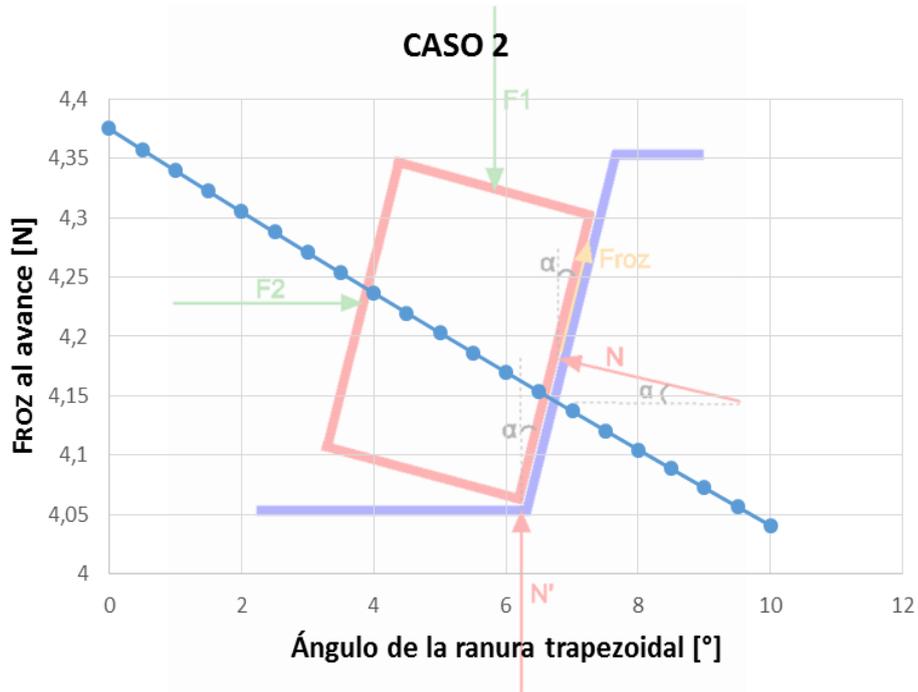


Figura 27. Resultados Caso 2.



CASO 3					
α [°]	F1 [N]	F2 [N]	N [N]	N' [N]	Froz Avance [N]
0	10	10	7,5	10	4,375
0,5	10	10	7,517	9,934	4,363
1	10	10	7,534	9,869	4,351
1,5	10	10	7,552	9,802	4,339
2	10	10	7,571	9,736	4,327
2,5	10	10	7,590	9,669	4,315
3	10	10	7,610	9,602	4,303
3,5	10	10	7,631	9,534	4,291
4	10	10	7,652	9,466	4,280
4,5	10	10	7,674	9,398	4,268
5	10	10	7,697	9,329	4,257
5,5	10	10	7,721	9,260	4,245
6	10	10	7,745	9,190	4,234
6,5	10	10	7,770	9,120	4,223
7	10	10	7,796	9,050	4,211
7,5	10	10	7,822	8,979	4,200
8	10	10	7,850	8,908	4,189
8,5	10	10	7,878	8,836	4,178
9	10	10	7,907	8,763	4,167
9,5	10	10	7,936	8,690	4,157
10	10	10	7,967	8,617	4,146

Tabla 9 Resultados Caso 3.

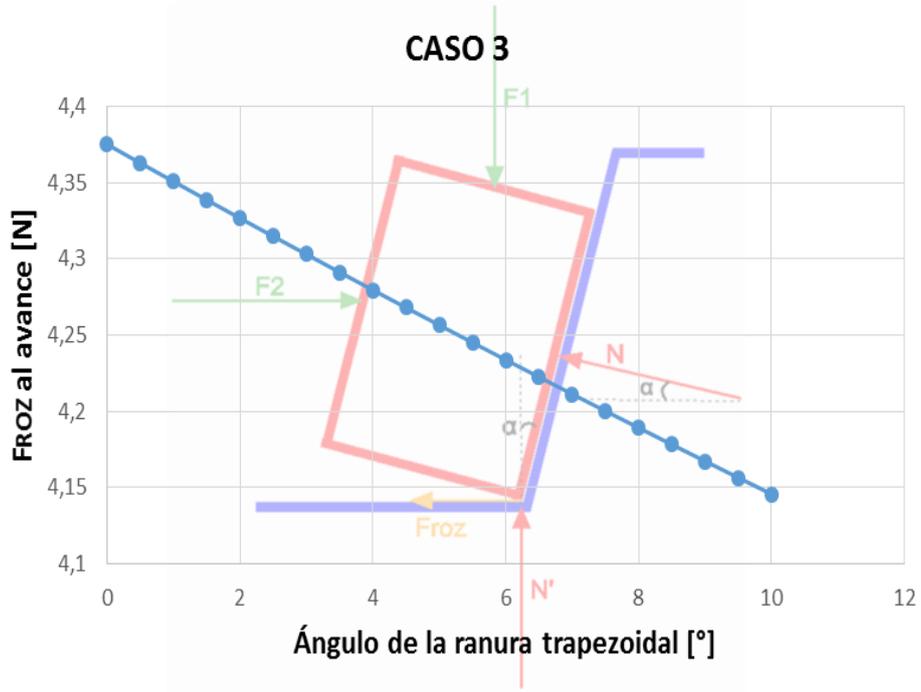


Figura 28. Resultados Caso 3.



CASO 4					
α [°]	F1 [N]	F2 [N]	N [N]	N' [N]	Froz Avance [N]
0	10	10	11,765	7,059	4,706
0,5	10	10	11,765	6,956	4,680
1	10	10	11,766	6,853	4,655
1,5	10	10	11,769	6,751	4,630
2	10	10	11,772	6,648	4,605
2,5	10	10	11,776	6,545	4,580
3	10	10	11,781	6,442	4,556
3,5	10	10	11,787	6,339	4,531
4	10	10	11,793	6,236	4,507
4,5	10	10	11,801	6,133	4,484
5	10	10	11,810	6,030	4,460
5,5	10	10	11,819	5,926	4,436
6	10	10	11,830	5,822	4,413
6,5	10	10	11,841	5,718	4,390
7	10	10	11,853	5,614	4,367
7,5	10	10	11,866	5,510	4,344
8	10	10	11,880	5,405	4,321
8,5	10	10	11,895	5,301	4,299
9	10	10	11,911	5,195	4,277
9,5	10	10	11,928	5,090	4,255
10	10	10	11,946	4,984	4,233

Tabla 10 Resultados Caso 4.

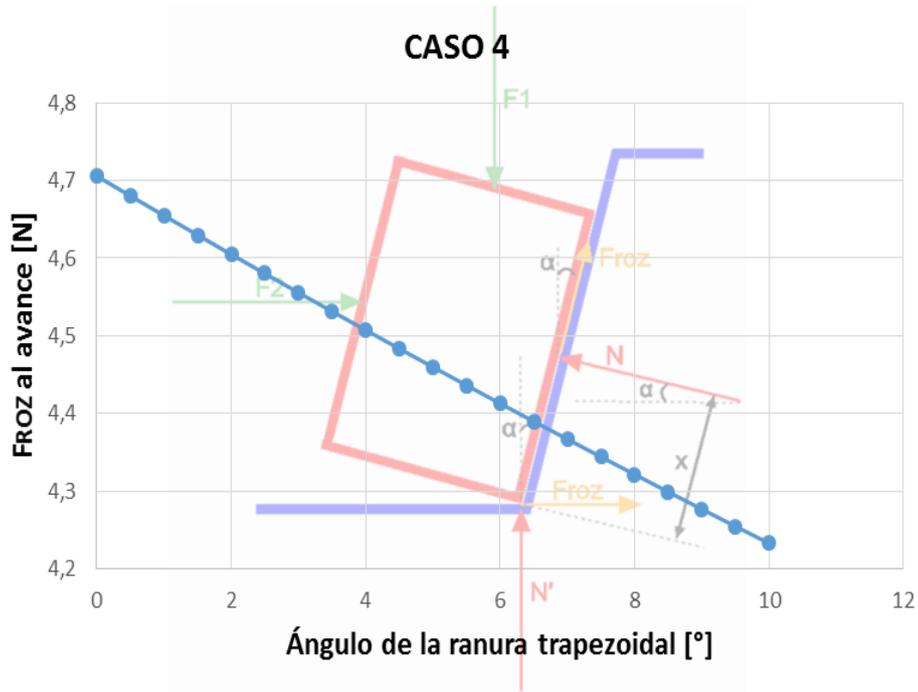


Figura 29. Resultados Caso 4.



Para todas las hipótesis de movimiento estudiadas se puede establecer que la fuerza de rozamiento siempre disminuye a medida que se aumenta el ángulo de la ranura trapezoidal.

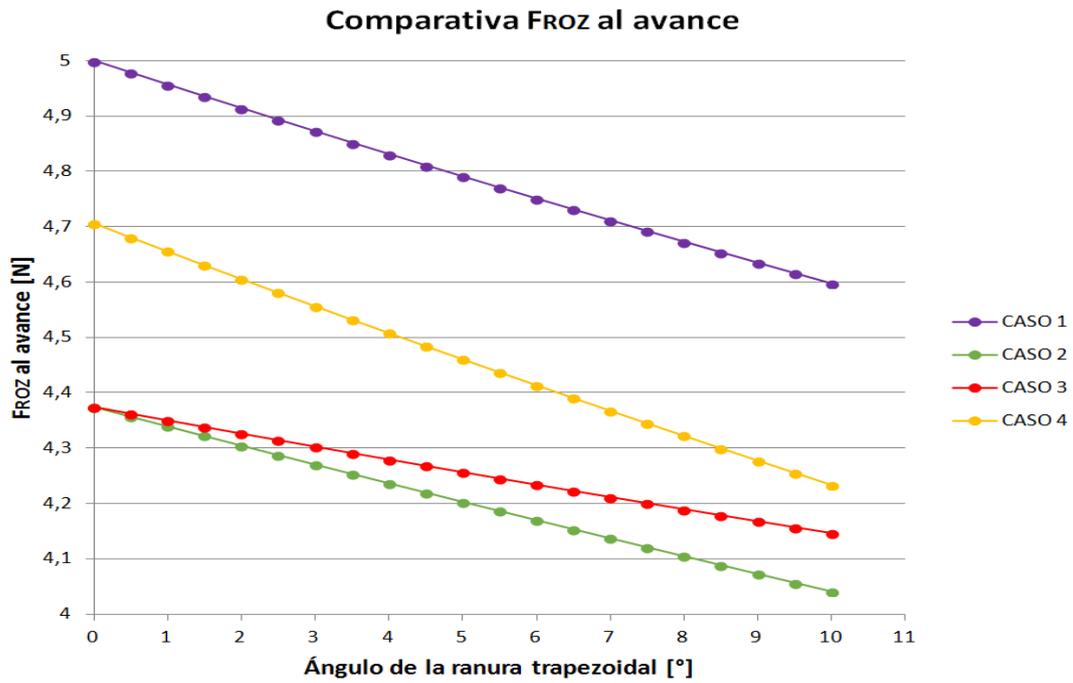


Figura 30. Comparativa Fuerza de rozamiento para todas las hipótesis

Según los casos planteados, se tiene la menor FROZ en el CASO2 (el arco se desliza por la cara lateral hasta apoyar en la base sin posibilidad que deslice sobre esta).

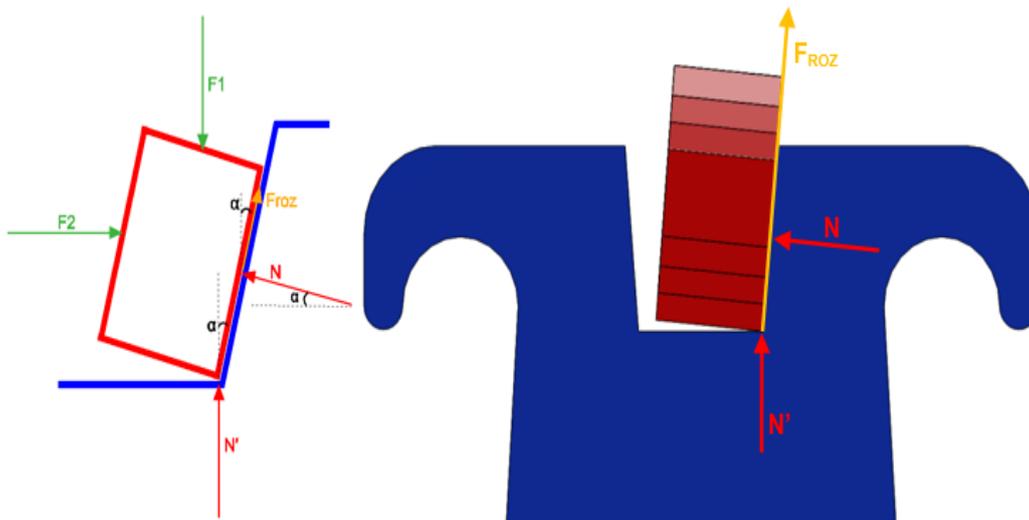


Figura 31. Fuerza de rozamiento en el caso 2.

Debido al gran número de variables que intervienen en el movimiento del arco dentro del bracket no se puede afirmar que siempre se produzca el mismo caso de movimiento inminente. Es decir, los 4 casos o hipótesis de movimiento inminente no son excluyentes y en determinado momento pueden darse uno u otro.

Realizando una comparativa porcentual, en el CASO 2 se produce un descenso más acusado de la FROZ. Este descenso ha sido calculado con respecto al valor de la FROZ teórica (5 N), que sería la que se daría en el caso de bracket rectangular y arco rectangular.

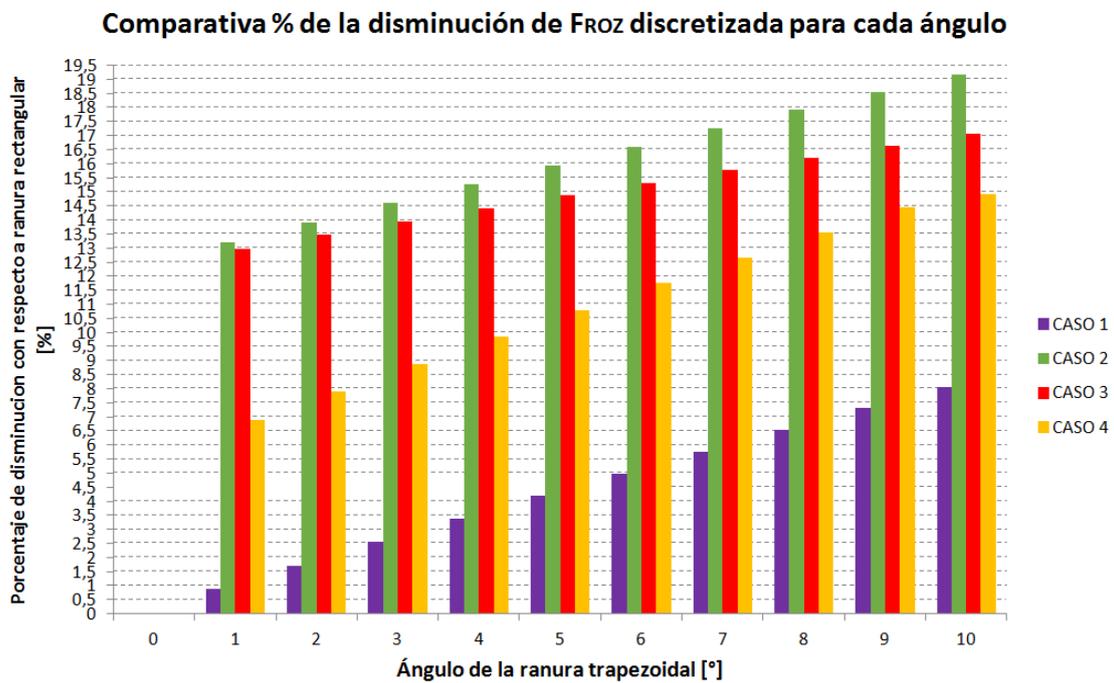


Figura 32. Comparativa % disminución de la fuerza de rozamiento para cada ángulo.

Los estudios realizados son válidos sólo para el caso de carga supuesto en el apartado 2 (esfuerzos para conseguir desplazamiento sin rotación):

Si en el arco se produjese un par de fuerzas, lo más probable (a falta de estudio que lo justifique), es que el aumento de ángulo fuese un factor desfavorable para producir una rotación en el diente.

Si varía la dirección o sentido de las fuerzas supuestas, al igual que antes a falta de realizar un estudio específico, el aumento del ángulo del bracket podría ser contraproducente.

CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN



5. CONCLUSIONES.

1. Los *brackets* con ranuras de geometría rectangular provocan mayores fuerzas de fricción que los de geometría trapezoidal.
2. Para las hipótesis, la fuerza de rozamiento siempre disminuye a medida que se aumenta el ángulo de la ranura trapezoidal.
3. La menor fuerza de rozamiento se produce cuando el arco se desliza por la cara lateral hasta apoyar en la base sin posibilidad de que deslice sobre ésta.
4. El estudio de las fuerzas de fricción entre el *bracket* y el arco, nos muestra que a mayor ángulo de *bracket* (independientemente de la hipótesis supuesta) nos produce una disminución de la fuerza de rozamiento de avance, tanto para el arco rectangular como para el trapezoidal.

6. LINEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN.

Estudio comparativo bracket recto y bracket trapezoidal en 3D.

Actualmente estamos trabajando en observar las diferencias en desplazamientos entre el bracket rectangular y el bracket trapezoidal. Los distintos tonos en el arco de la figuras, muestran la fuerza que se ejerce en el desplazamiento de los distintos brackets.

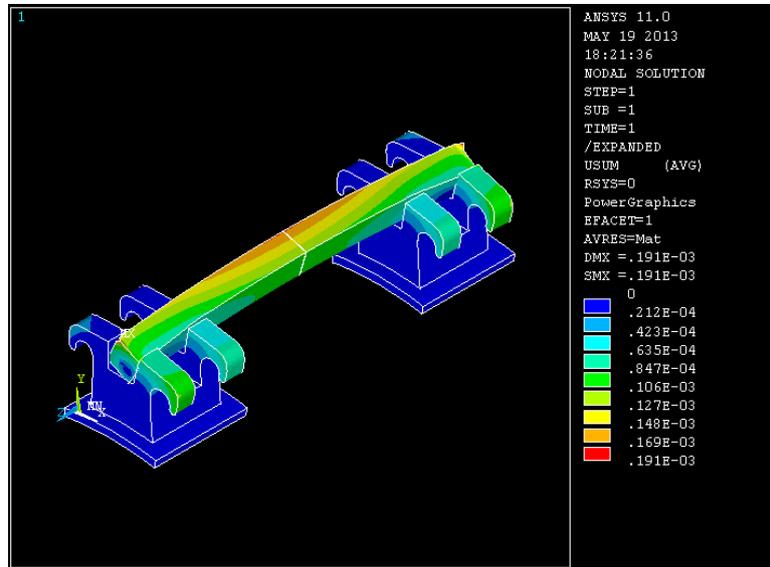


Figura 33. Desplazamientos totales para Bracket recto.

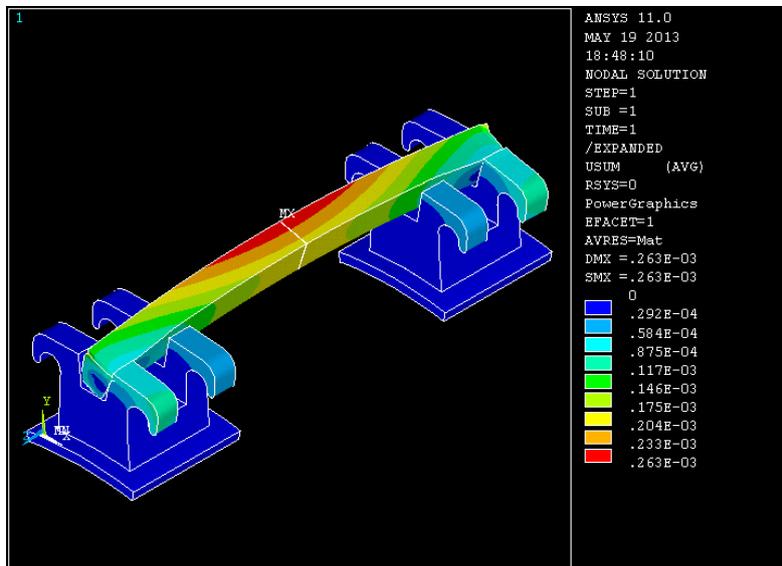


Figura 34. Desplazamientos totales para Bracket trapezoidal.

6.1 Optimización y realización del producto

Prototipo Bracket trapezoidal.

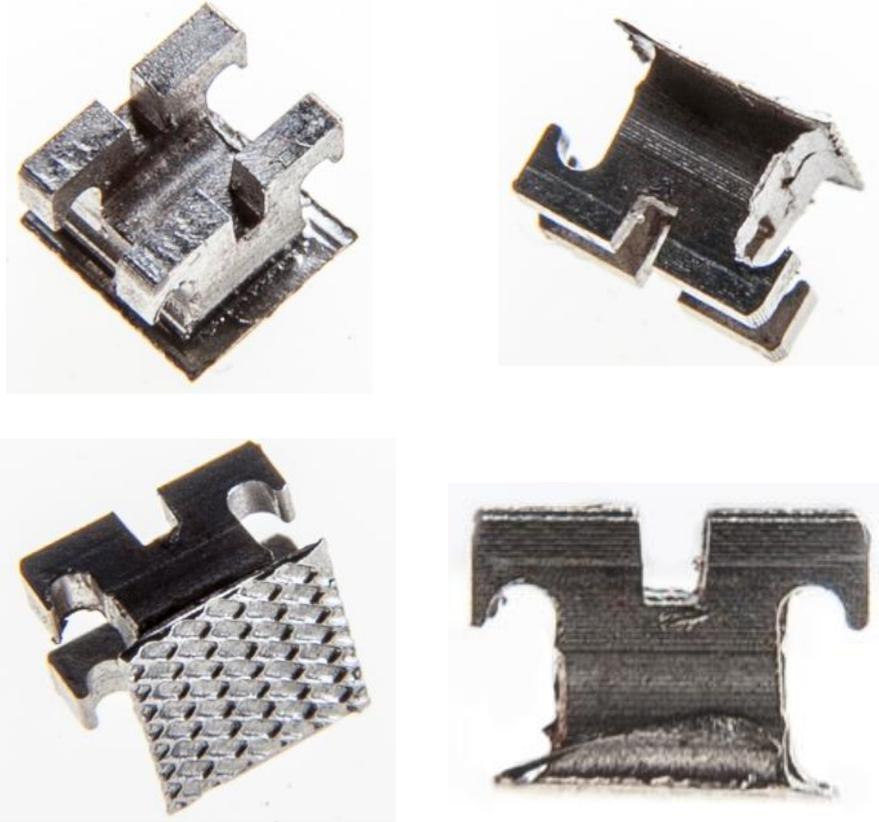


Figura 35. Bracket trapezoidal fabricado

Una vez recibido el bracket trapezoidal se estudia su comportamiento bajo el microscopio electrónico de barrido (MEB). Como se puede ver en las siguientes imágenes, se obtienen resultados que muestran diferencias en la estructura del slot del bracket.

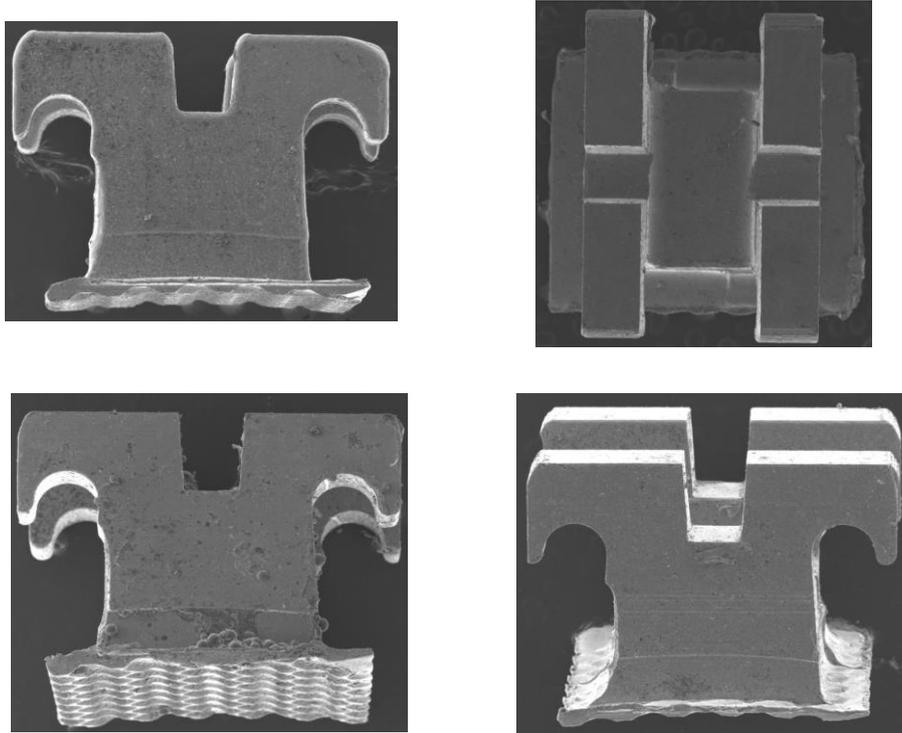


Figura 36. Bracket trapezoidal fabricado observado con MEB

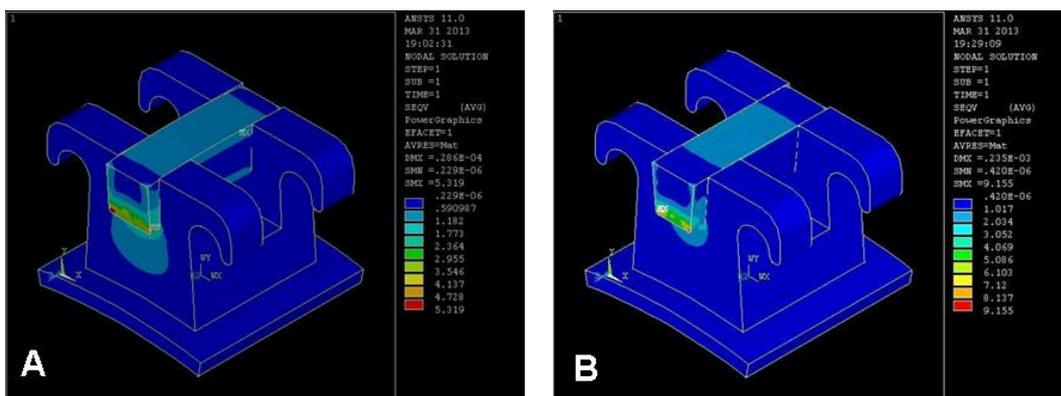


Figura 37. Transmisión de fuerzas con arco y slot rectangular fullsize (A) y arco y slot trapezoidal (B)

ANEXO



7. ANEXO I

OFICINA TECNICO-JURIDICA INDUSTRIAL

Trojaola

PATENTES – MARCAS

C/ Pasco Campo Volantin nº5, bajo Izqda.

Apartado 1.212 Tlf.: 696 42 36 88

48080 – BILBAO

e-mail: javiertrojaola@bilpat.com

Sr. D. **A D I T A S – ASTURIANA DE DISPOSITIVOS
INTRAORALES PAR EL TRATAMIENTO DE LA
APNEA DEL SUEÑO, S.L.**
C/ Catredratico Jose Serrano nº 10
33006 – O V I E D O - Asturias

BILBAO 10.07.13

Expediente nº 8.690

Asunto:

SOLICITUD DE MODELO DE UTILIDAD

Sobre: BRACKET DE ORTODONCIA CON RANURA Y ARCO TRAPEZOIDAL

Muy Sres. nuestros:

De acuerdo con sus deseos ha sido preparada la documentación necesaria para efectuar la presentación del asunto de referencia.

Sirve la presente, como carta de acompañamiento de los justificantes Oficiales que acreditan haber realizado el depósito del MODELO DE UTILIDAD en el registro de la Oficina Española de Patentes y Marcas (OEPM).

El número de registro que le ha sido asignado es el siguiente:

MODELO DE UTILIDAD

Núm. U- 2013 30 854

Fecha de solicitud: 8.JULIO.2013

FIGURAN COMO INVENTORES:

- DNI-18.002.789-E -JUAN MANUEL COBO PLANA
- DNI-17.157.904-L -FELIX ANTONIO DE CARLOS VILLAFRANCA
- DNI-09.413.506-C -ALBERTO ALVAREZ SUAREZ
- DNI-71.660.725-Q -TERESA COBO DIAZ
- DNI-12.714.670-V -LUIS ALBERTO BRAVO GONZALEZ
- DNI-13.728.353-K -EMILIO MACIAS ESCALADA

Oportunamente seguiremos teniéndoles al corriente de las incidencias que pudieran surgir durante la tramitación del presente registro.

Con este motivo, les saludamos muy atentamente.

J. JAVIER TROJAOLA

Trojaola
PATENTES – MARCAS
BILBAO

Adjunto: Documento Oficial del depósito de la presente solicitud.



SPANIEN
VOLLMACHTSFORMUL
FÜR PATENTE
MARKEN, MODELE, U.S.W.

SPAIN
FORM FOR POWER
OF ATTORNEY FOR PATENTS
TRADE MARKS, MODELS, ETC.

ESPAGNE
FORMULAIRE DE POUVOIR
POUR BREVETS
MARQUES, MODELES, ETC.

AUTORIZACIÓN

ES COPIA

El que suscribe

CIF – B – 74 244 393
ASTURIANA DE DISPOSITIVOS INTRAORALES
PARA EL TRATAMIENTO DE LA APNEA DEL SUEÑO, S.L.

Con residencia en **C/ Catedrático José Serrano nº 10**
33006 – O V I E D O - Asturias

Otorga a Dña. M^a ANTONIA EZCURRA ZUFIA 0924 (5), Agente de la Propiedad Industrial colegiada, poder, tan amplio como en Derecho se requiera, para que, en su nombre y representación, de conformidad con la legislación vigente en materia de Propiedad Industrial, realice toda clase de diligencias a fin de: **solicitar MODELO DE UTILIDAD sobre "BRACKET DE ORTODONCIA CON RANURA Y ARCO TRAPEZOIDAL"**

Y a tales efectos, realice y ejercite las gestiones, acciones y/o recursos precisos, con inclusión de la renuncia del expediente, ante la Oficina Española de Patentes y Marcas, y fijando expresamente, a tenor del art. 59.2 de la Ley 30/92, a efecto de notificaciones, su domicilio profesional en Bilbao, c/ Iparraguirre, 15 – 2º A, y para que así conste la presente autorización.

En OVIEDO a 25 de JUNIO de 2013

Acepto esta autorización
M^a ANTONIA EZCURRA ZUFIA 0924 (5)

ASTURIANA DE DISPOSITIVOS INTRAORALES
PARA EL TRATAMIENTO DE LA APNEA DEL SUEÑO, S.L.

.....
Firma

SUSANA SOLAR FERNANDEZ
DNI – 11.441.990-L
Administradora Única.

KEINE BEGLAUBIGUNG
NO LEGALIZATION
PAS DE LÉGALISATION

Trojaola
PATENTES / MARCAS
BILBAO



Justificante de presentación electrónica de solicitud de modelo de utilidad

Este documento es un justificante de que se ha recibido una solicitud española de modelo de utilidad por vía electrónica, utilizando la conexión segura de la O.E.P.M. Asimismo, se le ha asignado de forma automática un número de solicitud y una fecha de recepción, conforme al artículo 14.3 del Reglamento para la ejecución de la Ley 11/1986, de 20 de marzo, de Patentes. La fecha de presentación de la solicitud de acuerdo con el art. 22 de la Ley de Patentes, le será comunicada posteriormente.

Número de solicitud:	U201330854	
Fecha de recepción:	08 julio 2013, 09:50 (CEST)	
Oficina receptora:	OEPM Madrid	
Su referencia:	apnea	
Solicitante:	Asturiana de dispositivos intraorales para el tratamiento de la apnea del sueño, s.l.	
Número de solicitantes:	1	
País:	ES	
Título:	BRACKET DE ORTODONCIA CON RANURA Y ARCO TRAPEZOIDAL	
Documentos enviados:	Descripción.pdf (7 p.) Reivindicaciones-1.pdf (1 p.) Dibujos.pdf (5 p.) OLF-ARCHIVE.zip FEERCPT-1.pdf (1 p.) POWATT.pdf (1 p.)	package-data.xml es-request.xml application-body.xml es-fee-sheet.xml feesheet.pdf request.pdf
Enviados por:	CN=NOMBRE EZCURRA ZUFIA MARIA ANTONIA - NIF 30658631E,OU=703017603,OU=fnmt clase 2 ca,O=FNMT,C=es	
Fecha y hora de recepción:	08 julio 2013, 09:50 (CEST)	
Codificación del envío:	49:03:7F:19:FE:E1:FD:0E:5B:C4:93:AD:CA:6A:8D:15:F0:56:99:85	

/Madrid, Oficina Receptora/



MINISTERIO DE INDUSTRIA, TURISMO Y COMERCIO



Oficina Española de Patentes y Marcas

(1) MODALIDAD:	PATENTE DE INVENCION MODELO DE UTILIDAD	<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/>
(2) TIPO DE SOLICITUD:	PRIMERA PRESENTACION ADICION A LA PATENTE EUROPEA ADICION A LA PATENTE ESPAÑOLA SOLICITUD DIVISIONAL CAMBIO DE MODALIDAD TRANSFORMACION SOLICITUD PATENTE EUROPEA PCT: ENTRADA FASE NACIONAL	<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
(3) EXP. PRINCIPAL O DE ORIGEN:	MODALIDAD: N.º SOLICITUD: FECHA SOLICITUD:	
4) LUGAR DE PRESENTACION:		OEPM, Presentación Electrónica
(5) DIRECCION ELECTRONICA HABILITADA (DEH):		
(6-1) SOLICITANTE 1:	DENOMINACION SOCIAL: NACIONALIDAD: CODIGO PAIS: DNI/CIF/PASAPORTE: CNAE: PYME: DOMICILIO: LOCALIDAD: PROVINCIA: CODIGO POSTAL: PAIS RESIDENCIA: CODIGO PAIS: TELEFONO: FAX: PERSONA DE CONTACTO: MODO DE OBTENCION DEL DERECHO:	Asturiana de dispositivos intracrales para el tratamiento de la apnea del sueño, s.l. España ES B74244393 Catedratico Jose Serrano, 10 Oviedo 33 Asturias 33006 España ES <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
(7-1) INVENTOR 1:	APELLIDOS: NOMBRE: NACIONALIDAD: CODIGO PAIS: DNI/PASAPORTE:	COBO PLANA JUAN MANUEL España ES 18002789-E
(7-2) INVENTOR 2:	APELLIDOS: NOMBRE: NACIONALIDAD: CODIGO PAIS: DNI/PASAPORTE:	DE CARLOS VILLAFRANCA FELIX ANTONIO España ES 17157904-L
(7-3) INVENTOR 3:	APELLIDOS: NOMBRE: NACIONALIDAD:	ALVAREZ SUAREZ ALBERTO España

Trojaola
PATENTES / MARCAS
BILBAO



(7-4) INVENTOR 4:	CÓDIGO PAÍS: DNI/PASAPORTE:	ES 09413506-C
(7-5) INVENTOR 5:	APELLIDOS: NOMBRE: NACIONALIDAD: CÓDIGO PAÍS: DNI/PASAPORTE:	COBO DIAZ TERESA España ES 71660725-Q
(7-6) INVENTOR 6:	APELLIDOS: NOMBRE: NACIONALIDAD: CÓDIGO PAÍS: DNI/PASAPORTE:	BRAVO GONZALEZ LUIS ALBERTO España ES 12714670-V
(8) TÍTULO DE LA INVENCION:		BRACKET DE ORTODONCIA CON RANURA Y ARCO TRAPEZOIDAL
(9) PETICIÓN DE INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA:	SI NO	<input checked="" type="checkbox"/>
(10) SOLICITA LA INCLUSIÓN EN EL PROCEDIMIENTO ACCELERADO DE CONCESIÓN	SI NO	<input checked="" type="checkbox"/>
(11) EFECTUADO DEPÓSITO DE MATERIA BIOLÓGICA:	SI NO	<input checked="" type="checkbox"/>
(12) DEPÓSITO:	REFERENCIA DE IDENTIFICACIÓN: INSTITUCIÓN DE DEPÓSITO: NÚMERO DE DEPÓSITO: ACCESIBILIDAD RESTRINGIDA A UN EXPERTO (ART. 45.1. B):	
(13) DECLARACIONES RELATIVAS A LA LISTA DE SECUENCIAS: LA LISTA DE SECUENCIAS NO VA MÁS ALLÁ DEL CONTENIDO DE LA SOLICITUD LA LISTA DE SECUENCIAS EN FORMATO PDF Y ASCII SON IDENTICOS		<input type="checkbox"/>
(14) EXPOSICIONES OFICIALES:	LUGAR: FECHA:	
(15) DECLARACIONES DE PRIORIDAD:	PAÍS DE ORIGEN: CÓDIGO PAÍS: NÚMERO: FECHA:	
(16) AGENTE/REPRESENTANTE:	APELLIDOS: NOMBRE: CÓDIGO DE AGENTE: NACIONALIDAD: CÓDIGO PAÍS: DNI/CI/PASAPORTE: DOMICILIO: LOCALIDAD:	EZCURRA ZUFIA MARIA ANTONIA 0924/5 España ES 30638631-E IPARRAGUIRRE, 15 BILBAO

Trojaola
PATENTES / MARCAS
BILBAO



PROVINCIA: CÓDIGO POSTAL: PAÍS RESIDENCIA: CÓDIGO PAÍS: TELÉFONO: FAX: CORREO ELECTRÓNICO: NÚMERO DE PODER:	48 Vizcaya 48009 España ES +34 617274031 +34 944236170 patentesezcurra@msn.com
(17) RELACION DE DOCUMENTOS QUE SE ACOMPAÑAN:	
DESCRIPCIÓN: REIVINDICACIONES: DIBUJOS: RESUMEN: FIGURA(S) A PUBLICAR CON EL RESUMEN: ARCHIVO DE PRECONVERSION: DOCUMENTO DE REPRESENTACIÓN: JUSTIFICANTE DE PAGO (1): LISTA DE SECUENCIAS PDF: ARCHIVO PARA LA BÚSQUEDA DE LS: OTROS (Aparecerán detallados):	<input checked="" type="checkbox"/> N.º de páginas: 7 <input checked="" type="checkbox"/> N.º de reivindicaciones: 7 <input checked="" type="checkbox"/> N.º de dibujos: 12 <input type="checkbox"/> N.º de figura(s): <input checked="" type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> N.º de páginas: 1 <input checked="" type="checkbox"/> N.º de páginas: 1 <input type="checkbox"/> N.º de páginas: <input type="checkbox"/>
(18) EL SOLICITANTE SE ACOGE AL APLAZAMIENTO DE PAGO DE TASA PREVISTO EN EL ART. 162 DE LA LEY 11/1986 DE PATENTES, DECLARA: BAJO JURAMENTO O PROMESA SER CIERTOS TODOS LOS DATOS QUE FIGURAN EN LA DOCUMENTACIÓN ADJUNTA:	[]
DOC COPIA DNI: DOC COPIA DECLARACIÓN DE CARENCIA DE MEDIOS: DOC COPIA CERTIFICACIÓN DE HABERES: DOC COPIA ÚLTIMA DECLARACIÓN DE LA RENTA: DOC COPIA LIBRO DE FAMILIA: DOC COPIA OTROS:	<input type="checkbox"/> N.º de páginas: <input type="checkbox"/> N.º de páginas:
(19) NOTAS:	
(20) FIRMA:	
FIRMA DEL SOLICITANTE O REPRESENTANTE: LUGAR DE FIRMA: FECHA DE FIRMA:	NOMBRE EZCURRA ZUFIA MARIA ANTONIA - NIF 30658631E Bilbao 08 Julio 2013

Trojaola
 PATENTES / MARCAS
 BILBAO

BIBLIOGRAFÍA



8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] **Kusy RP, Whitley JQ.** (1997). Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod.* 3:166-177.
- [2] **Kusy, R.P., Whitley, J.Q. and Prewitt, M.J.** (1991). Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *The Angle Orthodontist* 61, 293–302.
- [3] **Drescher D, Bouravel C, Schumach HA.** (1989). Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 96:397–404.
- [4] **Sims APT, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridge RJ.** (1993). A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod.* 15:377-85.
- [5] **Kusy RP and Whitley JQ.** (1999). Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and bracket slots via the critical contact angle for binding. *Angle Orthod.* 69: 71–80.
- [6] **Articolo LC, Kusy RP.** (1999). Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 115:39–51.
- [7] **O'Reilly D, Dowling PA, Lagerstom L, Swartz ML.** (1999). An ex vivo investigation into the effect of bracket displacement on the resistance to sliding. *Br J Orthod.* 26:219-27.
- [8] **Kapur R, Sinha MB, Nanda RS.** (1999). Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 116(3):271-4.



-
- [9] **Thorstenson GA, Kusy RP.** (2002). 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 Dentofacial Orthop.* 122:295-305.
- [10] **Liew CF, Brockhurst P, Freer TJ.** (2002). Frictional resistance to sliding archwires with repeated displacement. *Aust Orthod J.* 18:71-75.
- [11] **Bunkall DM.** (2006). The effect of extraneous forces upon the frictional characteristics of self-ligating orthodontic brackets and nickel-titanium archwires utilizing a novel in vitro model. Master's Thesis. Center for Advanced Dental Education. St. Louis, MO: Saint Louis University.
- [12] **Rossouw, P.E., Kamelchuk, L.S. and Kusy, R.P.** (2003). A fundamental review of variables associated with low velocity frictional dynamics. *Seminars in Orthodontics*, 9, 223–235.
- [13] **Moore, M.M., Harrington, E. and Rock, W.P.** (2004). Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance. *European Journal of Orthodontics*, 26, 579–583.
- [14] **Hain M, Dhopatkar A, Rock P.** (2006). A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 130: 666-70
- [15] **Braun S, Bluestein M, Moore BK, Benson G.** (1999). Friction in perspective. *Am J Orthod dentofacial Orthop.* 118:619-27.
- [16] **S. Jack Burrow.** (2009). Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* Volume 135, Number 4. 442-447.
- [17] **Kapila, S. and Sachdeva, R.** (1989). Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 96, 100–109.



-
- [18] **Raquel Morais CASTRO, Perrin SMITH NETO, Martinho Campolina Rebello HORTA, Matheus Melo PITHON, Dauro Douglas OLIVEIRA.** (2013). Comparison of static friction with self-ligating, modified slot design and conventional brackets. *J Appl Oral Sci.* 21(4):314-9.
- [19] **Saulo Regis Jr, Paulo Soares, Elisa S. Camargo, Odilon Guariza Filho, Orlando tanaka, and Hiroshi Maruoc.** (2011). Biodegradation of orthodontic metallic brackets and associated implications for friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 140:501-9.
- [20] **Eliades T, Bourauel C.** (2005). Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 127:403-12.
- [21] **Bourauel, C., Fries, T., Drescher, D. and Plietsch, R.** (1998). Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *European Journal of Orthodontics*, 20, 79–92.
- [22] **Baumberger T.** (1996). Dry friction dynamics at low velocities: experiments on a model system. In: Persson BNJ, Tosatti E, eds. *Physics of Sliding Friction*. Dordrecht, The Netherlands: Kluwer Academics. 1–26.
- [23] **Oh KT, Choo SU, Kim KM, Kim KN.** (2005). A stainless steel bracket for orthodontic application. *Eur J Orthod.* 27:237-44.
- [24] **Riccardo Nucera, Antonino Lo Giudice, Giovanni Matarese, Alessandro Artemisia, Ennio Bramanti, Paolo Crupi and Giancarlo Cordasco.** (2013). Analysis of the characteristics of slot design affecting resistance to sliding during active archwire configurations. *Progress in Orthodontics.* 14:35
- [25] **Claire L Williams, Khaled Khalaf.** (2013). Frictional Resistance of Three Types of Ceramic Brackets. *J Oral Maxillofac Res.* 4(4):e3.



-
- [26] **Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B.** (1998). Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod.* 20(3):283-91.
- [27] **Dickson JA, Jones SP, Davies EH.** (1994). A comparison of the frictional characteristics of five initial alignment wires and stainless steel brackets at three bracket to wire angulations--an in vitro study. *Br J Orthod.* 21(1):15-22.
- [28] **Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA.** (1990). Optimization of arch guided tooth movement by the use of uprighting springs. *Eur J Orthod.* 12:346-353.
- [29] **Frank, C.A. and Nikolai, R.J.** (1980). A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *American Journal of Orthodontics*, 78, 593–609.
- [30] **Jones SP, Amoah KG.** (2007). Static frictional resistances of polycrystalline ceramic brackets with conventional slots, glazed slots and metal slot inserts. *Aust Orthod J.* (1):36-40.
- [31] **Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Lersy C, Auricchio F.** (2003). Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J. Orthod Dentofacial Orthop.* 124 (4). 403-409.
- [32] **Kapur Wadhwa R, Kwon HK, Close JM.** (2004). Frictional resistances of different brackets-wire combinations. *Aust Orthod J.* 20 (1). 25-30
- [33] **Rajakulendran J, Jones S.** (2006). Static frictional resistances of polycrystalline ceramic brackets with metal slot inserts. *Aust Orthod J.* 22(2):147-52.
- [34] **Takeshi Muguruma; Masahiro Iijima; William A. Brantley; Karamdeep S. Ahluwalia; Naohisa Kohda; Itaru Mizoguchi.** (2014). Effects of third-



- order torque on frictional force of self-ligating brackets. *Angle Orthodontist*, Vol 84, No 6.
- [35] **Chung M, Nikolai RJ, Kim KB, Oliver DR.** (2009). Third-order torque and self-ligating orthodontic bracket-type effects on sliding friction. *Angle Orthod.* 79:551–557.
- [36] **Umal H. Doshia and Wasundhara A. Bhad-Patilb.** (2011). Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 139:74-9
- [37] **Kusy RP, Whitley JQ.** (1990). Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. I. The dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 98(4):300-12.
- [38] **Prososki RR, Bagby MD, Erickson LC.** (1991). Friction and roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 100:341-8.
- [39] **Mendes K, Rossouw P.** (2003). Friction: Validation of Manufacturer's Claim. *Seminars in Orthodontics.* 9:236-250.
- [40] **Cash, A., Curtis, R., Garrigia-Majo, D. and McDonald, F.** (2004). A comparative study of the static and kinetic frictional resistance of titanium molybdenum alloy archwires in stainless steel brackets. *European Journal of Orthodontics*, 26, 105–111.
- [41] **Maria Regina Guerra MONTEIRO, Licinio Esmeraldo da SILVA, Carlos Nelson ELIAS, Oswaldo de Vasconcellos VILELLA.** (2014). Frictional resistance of self-ligating versus conventional brackets in different bracketarchwire-angle combinations. *J Appl Oral Sci.* 22(3):228-34.
- [42] **Shivapuja PK, Berger J.** (1994). A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 106:472-480.



-
- [43] **Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Sinha P.** (1997). Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 112:138-144.
- [44] **Kapur R, Sinha PK, Nanda RS.** (1998). Frictional resistance of the Damon® SL bracket. *J Clin Orthod.* 32:485-489.
- [45] **Eberting JJ, Straja SR, Tuncay OC.** (2001). Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon® and conventional brackets. *Clin Orthod Res.* 4:228-234.
- [46] **Miles PG.** (2005). SmartClip versus conventional twin brackets for initial alignment; is there a difference? *Aust Orthod J.* 21. 123-127.
- [47] **Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA, Herbison GP.** (2002). Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 121:483-495.
- [48] **Hain M, Dhoptkar A, Rock P.** (2003). The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 123(4):416-22.
- [49] **Ward B.** (2007). Friction in alignment mechanics: the effects of ligation, perturbation, and wire size on orthodontic aligning forces. Tesis doctoral. Universidad Saint Louis.
- [50] **G. Suryawanshi, S. Sundareswaran, K. Philip, S. Kumar** (2013). In vitro evaluation of different methods of ligation on friction in sliding mechanics. *Orthodontics.* 14. E102-E110.
- [51] **S. Chen, G. Greenlee, J. Kim, C. Smith, G. Huang.** (2009). Systematic review of self-ligating brackets. *AJODO.* 137 (6). 726e1-726e17.
- [52] **Justin K Wong, Dan L Romanyk, Roger W Toogood, Giseon Heo, Jason P Carey and Paul W Major.** (2014). The effect of perturbations on resistance to



- sliding in second-order moments comparing two different bracket types. *J Dent Biomech.* 5.
- [53] **Pliska BT, Fuchs RW, Beyer JP, Larson BE.** (2014). Effect of applied moment on resistance to sliding among esthetic self-ligating brackets. *Angle Orthod.* 84:134-9.
- [54] **Tecco S, Di Iorio D, Cordasco G, Verrochi I, Festa F.** (2007). An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. *Eur J Orthod.* 29:390-7.
- [55] **Pliska BT, Beyer JP, Larson BE.** (2011). A comparison of resistance to sliding of self-ligating brackets under an increasing applied moment. *Angle Orthod.* 81:794-9.
- [56] **Steven Budd , John Daskalogiannakis and Bryan D. Tompson.** (2008). A study of the frictional characteristics of four commercially available self-ligating bracket systems. *European Journal of Orthodontics* 30; 645–653.
- [57] **Krishnan M, Kalathil S, Abraham KM.** (2009). Comparative evaluation of frictional forces in active and passive self-ligating brackets with various archwire alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 136(5):675-82.
- [58] **Giancarlo Cordasco, Giampietro Farronato, Felice Festa, Riccardo Nucera, Elena Parazzoli and Giovanni Battista Grossi.** (2009). In vitro evaluation of the frictional forces between brackets and archwire with three passive self-ligating brackets. *European Journal of Orthodontics* 31: 643–646.
- [59] **Natalie Reznikov, Gilad Har-Zion, Idit Barkana, Yossi Abed, and Meir Redlichd.** (2010). Measurement of friction forces between stainless steel wires and “reduced-friction” self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 138:330-8.



- [60] **Henao, Kusy.** (2004). Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. *Angle Orthodontist*. 74(2). 202-211..
- [61] **Tiziano Baccetti, Lorenzo Franchi, Matteo Camporesi and Efsio Defraia.** (2011). Orthodontic forces released by low-friction versus conventional systems during alignment of apically or buccally malposed teeth. *European Journal of Orthodontics* 33:50–54.
- [62] **Camporesi M, Baccetti T, Franchi L.** (2007). Forces released by esthetic preadjusted appliances with low-friction and conventional elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 131(6):772-5.
- [63] **L. Franchi, T. Baccetti, M. Camporesi, and E. Barbato.** (2008). Forces released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 133, no. 1, pp. 87–90.
- [64] **Vito Crincoli, Letizia Perillo, Maria Beatrice Di Bisceglie, Antonio Balsamo, Vitaliano Serpico, Francesco Chiatante, Carmine Pappalettere and Antonio Boccaccio.** (2013). Friction Forces during Sliding of Various Brackets for Malaligned Teeth: An In Vitro Study. *The ScientificWorld Journal*.
- [65] **Kusy, R.P., Whitley, J.Q., Mayhew, M.J. and Buckthal, J.E.** (1988). Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *The Angle Orthodontist*, 58, 33–45.
- [66] **S. Tecco, F. Festa, S. Caputi, T. Traini, D. Di Iorio, and M. D’Attilio.** (2005). Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *The Angle Orthodontist*, vol. 75, no. 6, pp. 1041–1045.
- [67] **Christa L. Olivera; John Daskalogiannakis; Bryan D. Tompsonc.** (2011). Archwire depth is a significant parameter in the frictional resistance of active



- and interactive, but not passive, self-ligating brackets. *Angle Orthod.* 81:1036–1044.
- [68] **A. Alper Oza; Nursel Aricib; Selim Aricic.** (2012). The clinical and laboratory effects of bracket type during canine distalization with sliding mechanics. *Angle Orthodontist*, Vol 82, No 2.
- [69] **T. Gerard Bradley.** (2012). Changes in orthodontic treatment modalities in the past 20 years: exploring the link between technology and scientific evidence. *Journal of the Irish Dental Association.* 59 (2): 91–94.
- [70] **CHEOL-HO PAIK, HYO-WON AHN, IL-HYUNG YANG, SEUNG-HAK BAEK.** (2010). Low-Friction Space Closure with a Hybrid Bracket-Tube System. *J Clin Orthod.* 44(10):623-7.
- [71] **Stannard JG, Gau JM, Hanna MA.** (1986). Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod.* 89:485-491.
- [72] **Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M.** (1987). Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 91:316-320.
- [73] **Thorstenson G, Kusy R.** (2003). Influence of stainless steel inserts on the resistance to sliding of esthetic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 73:167-175.
- [74] **Pratten, D.H., Popli, K., Germane, N. and Gunsolley, J.C.** (1990). Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98, 398–403.
- [75] **A. Thorstenson, R. P. Kusy.** (2001). Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with secondorder angulation in the dry and saliva states. *AJODO.* 121(5). 472 – 482.



-
- [76] **Tidy, D.C.** (1989). Frictional forces in fixed appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 96, 249–254.
- [77] **Leer-Ward GE, Jones SP, Davies EH.** (1997). A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *Br J Orthod.* 1997 Nov;24(4):309-17.
- [78] **Kusy RP, Saunders CR.** (1991). Surface textures and frictional characteristics of ceramic brackets. *J of Dent Res.* 70:483.
- [79] **Downing A, McCabe JF, Gordon PH.** (1995). The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod.* 22(1):41-6.
- [80] **L. A. Bravo A, Gonzalez de Cabañes, J. M. Manero, E. Ruperez, F. Javier Gil.** (2014). NiTi superelastic orthodontic archwires with polyamide coating. *J Mater Sci: Mater Med.* 25: 555-560.
- [81] **Umal H. Doshia and Wasundhara A. Bhad-Patilb.** (2011). Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 139:74-9.
- [82] **Ireland, A.J., Sherriff, M. and McDonald, F.** (1991). Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *European Journal of Orthodontics*, 13, 322–328.
- [83] **Wichelhaus, A., Geserick, M., Hibst, R. and Sander, F.G.** (2005). The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dental Materials*, 21, 938–945.
- [84] **Marques, I.S.V., Araújo, A.M., Gurgel, J.A. and Normandocorthoa, D.** (2010). Debris, roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. *The Angle Orthodontist*, 80, 521–527.



- [85] **David Normando , Adriana Monteiro de Araújo , Isabella da Silva Vieira Marque, Carmen Gilda Barroso Tavares Dias and José Augusto Mendes Miguel.** (2013). Archwire cleaning after intraoral ageing: the effects on debris, roughness, and friction. *European Journal of Orthodontics* 1 of 7. 223–229.
- [86] **Philippa Rudge, Martyn Sherriff and Dirk Bister.** (2014). A comparison of roughness parameters and friction coefficients of aesthetic archwires. *The European Journal of Orthodontics Advance*. 1–7. Doi:10.1093/ejo/cju004
- [87] **Husmann, P., Bourauel, C., Wessinger, M. and Jäger, A.** (2002). The frictional behavior of coated guiding archwires. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 63, 199–211.
- [88] **Raissa Costa Araujoa; Livia Monteiro Bicharab; Adriana Monteiro de Araujo; David Normando.** (2014). Debris and friction of self-ligating and conventional orthodontic brackets after clinical use *Angle Orthodontist*. DOI: 10.2319/012914-80.1.
- [89] **Baumberger T.** (1996). Dry friction dynamics at low velocities: experiments on a model system. In: Persson BNJ, Tosatti E, eds. *Physics of Sliding Friction*. Dordrecht, The Netherlands: Kluwer Academics. 1–26.
- [90] **Kusy RP, Whitley JQ.** (1989). Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. *Dent Mater*. 5:235–240.
- [91] **Yumi Yanasea, Hideki Loib, Masato Nishiokaa, Ichiro Takahashi.** (2014). Effects of sliding velocity on friction. An in vitro study at extremely low sliding velocity approximating orthodontic tooth movement. *Angle Orthodontist*. 84 (3).
- [92] **Yukio Kojima, Hisao Fukui, Kuniaki Miyajima.** (2006). The effects of friction and flexural rigidity of the archwire on canine movement in sliding mechanics: a numerical simulation with a 3-dimensional finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 130. 275-283.



- [93] **Yukio Kojima, Hisao Fukui.** (2010). Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 138. 272-276.