



Área Ortodoncia

Sistemas de brackets de baja fricción en ortodoncia clínica

AUTORES

WILFREDO DANIEL SEGOVIA

Colaborador ad-honorem de la cátedra de Ortodoncia y Ortopedia Dentofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Cuyo

Email: drwdsegovia@gmail.com

RESUMEN

Los sistemas de brackets de baja fricción reducen la fricción en comparación con los convencionales. La fricción se define como la fuerza resistencia entre dos objetos en movimiento que entran en contacto. Junto con la fijación (binding) y la muesca (notching), la fricción es responsable de la resistencia de deslizamiento que se observa en ortodoncia en las etapas de alineado, nivelado y cierre de espacios. Se ha establecido que la alta fricción puede impedir que se alcancen los niveles fuerza óptima para los tejidos de soporte. Los estudios de laboratorio revelan que la fricción es menor en los sistemas de brackets de baja fricción y en los que han sido diseñados de forma correcta, la fijación es más importante en cuanto a la resistencia de deslizamiento. Los estudios clínicos apoyan la idea de que la resistencia de deslizamiento es la misma en brackets de baja fricción y en los convencionales. Además, aseguran que la fricción tiene poca influencia en el ambiente clínico. Una revisión sistemática de estudios clínicos supervisados concluye que existe poca evidencia confiable que apoye el uso de los sistemas fijos de brackets de baja fricción sobre los aparatos convencionales o viceversa. A la luz de la evidencia existente, la reducción en la fricción producida por sistemas de brackets de baja fricción no muestra ventaja clínica.

Palabras clave: autoligado, fricción, deslizamiento.

ABSTRACT

Low friction bracket systems reduce friction over conventional brackets. Friction is the resistive force between one object against another one during contact motion. Together with binding and notching, friction is responsible for the sliding resistance observed in orthodontics throughout alignment, level and space closure stages. It has been said high friction may prevent the attainment of optimal force levels in the supporting tissues. Laboratory studies show that friction is lower in low friction bracket systems and in well designed ones binding is more important in resistance to sliding. Clinical studies support the view that resistance to sliding is the same in low friction brackets and conventional one and friction has a little clinical influence. A controlled clinical studies systematic review conclude at this stage there is insufficient high-quality evidence to support the use of low friction fixed orthodontic appliances over conventional appliance systems or vice versa. In regard to actual evidence the reduction of friction by actual low friction bracket systems do not show clinical significance.

Key words: Self-ligating, friction, sliding.

1. INTRODUCCIÓN

La biomecánica ortodóncica en ciertos casos se basa en el deslizamiento. La fricción es un componente del deslizamiento, siendo variables inversamente proporcionales; subsiguientemente, para obtener un máximo deslizamiento

se debe minimizar la fricción. Existen diversos métodos para disminuir la fricción; el más divulgado actualmente es la eliminación de ligaduras mediante la utilización de sistemas de brackets de autoligado o, secundariamente, de fricción diferencial. Si bien estos brackets

existen desde 1935, en la actualidad han adquirido gran popularidad al punto que en 2008 el 42% de los clínicos norteamericanos afirman haber utilizado al menos un sistema de autoligado, mientras que en 2002 era de tan sólo del 8,7%. En los últimos años fue-

Sistemas de brackets de baja fricción en ortodoncia clínica.

OD. PROF. WILFREDO DANIEL SEGOVIA

ron introducidos 16 sistemas de brackets de autoligado diferentes. Este trabajo analizará las diferencias friccionales entre estos novedosos sistemas de baja fricción y los convencionales. (1), (2), (3), (4), (5)

2. DESARROLLO

2.1. Deslizamiento

Al contactar un objeto en movimiento con otro se generan fenómenos de resistencia a la dirección del movimiento, llamado también resistencia al deslizamiento o rozamiento. Se entiende por deslizamiento el movimiento de dos cuerpos que contactan. En términos matemáticos la resistencia al deslizamiento se obtiene de un efecto aditivo, en donde diferentes fenómenos, potencialmente, juegan un rol.

Resistencia al deslizamiento = Fricción + Binding + Notching.

Se confunde sistemáticamente fricción con resistencia al deslizamiento. De lo analizado se concluye que la fricción es una variable más dentro de la resistencia al deslizamiento. Para comprender la resistencia al deslizamiento se deben analizar sus variables en totalidad. Se evaluará la fricción interrelacionada con los otros componentes del deslizamiento. (2)

a) Fricción

Fricción se define como la fuerza que se opone a dos superficies en movimiento. Hay una fricción estática que es la fuerza necesaria a vencer para que dos cuerpos en contacto comiencen a moverse. Fricción dinámica es la fuerza a vencer para que dos objetos continúen en movimiento. La fricción depende de las características químicas de la superficie del material. Matemáticamente se define como el coeficiente de fricción multiplicado por la fuerza normal. Este coeficiente de fricción es una magnitud adimensional resultado de las características

químicas de los materiales y se encuentran tabulados para cada combinación de materiales. (6), (7), (8), (9)

Existen tres leyes de la fricción. La primera dice que "la fuerza de fricción es proporcional a la fuerza con la que se presionan las superficies de contacto por una constante denominada constante de fricción que depende de cada material" y depende de la naturaleza de dichas superficies.

La segunda es: "la fricción es independiente de la superficie aparente de contacto". Toda superficie presenta irregularidades, el contacto real se produce a nivel de un limitado número de pequeños puntos en los salientes de las irregularidades superficiales. Esos puntos son denominados asperezas y soportan la carga entre ambas superficies. Incluso con cargas leves la presión a nivel de las asperezas puede provocar una sensible deformación plástica de esas asperezas en esas pequeñas zonas. Por ende la verdadera superficie de contacto depende de la carga aplicada y es directamente proporcional a la misma. Al aplicar una fuerza tangencial entre dos objetos para que deslicen, los puntos de unión comienzan a desgastarse, este fenómeno es conocido como plowing. Por consiguiente el coeficiente de fricción es proporcional a la resistencia al desgaste de las uniones e inversamente proporcional al límite de elasticidad de los materiales. Ambas leyes se aplican en ortodoncia. (1), (2), (9)

La tercera ley expresa: "la fricción es independiente de la velocidad de deslizamiento". A velocidades de deslizamiento reducidas se puede producir un fenómeno de adhesión entre las asperezas del arco ortodóncico y la ranura. Al acumularse la fuerza suficiente para vencer la adhesión de los puntos de unión se producirá un salto, con movimiento de los cuerpos. Este ciclo se puede repetir, es decir se pueden adherir las superficies nuevamente hasta que se acumule la

fuerza necesaria para romperlos. Esta ley no se aplica en ortodoncia ya que el movimiento continuo es excepcional, si es que incluso existe. El movimiento en ortodoncia se desarrolla lentamente por una secuencia de estados que están próximos al equilibrio, es decir hay períodos con movimiento dentario y períodos sin movimiento, debido a las características biomecánicas (punto de aplicación de la fuerza inferior y exterior al centro de resistencia) y biológicas (reabsorción y aposición ósea) del movimiento dentario inducido por sistemas ortodóncicos. (1), (2), (7), (9)

El engranaje de las irregularidades superficiales de los cuerpos en movimiento, fenómeno conocido como interlocking, y el grado en que las asperezas de un material duro se incrustan en la superficie del más blando, fenómeno conocido como shearing, influyen en la resistencia al deslizamiento producto de la fricción. (1), (2)

Como resumen la fricción es la suma de tres componentes: 1) la fuerza necesaria para vencer todos los puntos de unión entre ambas superficies, 2) la resistencia provocada por el engranaje de las rugosidades y 3) el componente de incrustación de la fuerza de fricción. Resumiéndolo en forma matemática se puede simplificar de la siguiente manera: Fricción = Plowing + Interlocking + Shearing. (1)

b) Binding y notching

Para estos dos efectos es determinante el ángulo de contacto, el cual es definido como el ángulo formado entre el slot y el arco ortodóncico. A medida que este aumenta, que puede ser por una inclinación de la pieza dentaria o una flexión del arco ortodóncico, se producirá contacto entre el arco ortodóncico y los extremos del slot; esto es el efecto binding, engrane o fijación. Este fenómeno se provoca gracias a la flexibilidad de las aleaciones ortodóncicas. El efecto binding disminuye el deslizamiento y no tiene nada que ver con

la fricción. Es una magnitud fundamental y puede ser calculada matemáticamente. Si este ángulo de contacto progresa se produce una deformación permanente o ruptura del arco en las esquinas o piso del bracket, debido a un sobrepaso del límite elástico o del punto de ruptura, según un diagrama de fuerza-flexión. Este es el efecto notching, muesca o sacabocado, y es producto de fuerzas de corte y arranque. Existen diferentes configuraciones de las pérdidas de sustancia denominadas muescas en notching, según las imágenes obtenidas por microscopio electrónico de barrido (MEB) producto de las interacciones del complejo arco-ranura. Varían en cantidad, tamaño y forma. Pueden ser escasas o múltiples, pequeñas o grandes y alargadas, en sacabocado o mesetas, respectivamente. Notching ocasiona una resistencia al deslizamiento máxima, provocando, generalmente, detención en el movimiento debido a que la esquina del slot queda atrapada en la muesca o doblez y sólo vuelve a moverse una vez que es sobrepasada. Poco se sabe sobre el origen, desarrollo y finalmente escape del sacabocado o notch del arco a través de la ranura a nivel de la biomecánica oral. (2) Se han realizado ciertas conjeturas al respecto. El remodelado óseo, producto de la aplicación de fuerzas, y la flexión ósea producto de la acción de las fuerzas masticatorias logran desplazar el diente que ha detenido su movimiento liberándose el sacabocado o deformación del arco del bracket que impedía el deslizamiento. (2), (6), (7)

2.2. Importancia de la baja fricción

Las biomecánicas ortodóncicas están influidas de un modo variable de fricción. Las mecánicas de cuplas o pares de fuerzas simples, como los sistemas de arcos seccionales para lograr intrusión y extrusión no se ven afectadas por la fricción. En ciertas biomecánicas es necesaria una alta fricción, como en el

caso de la mecánica de cierre de espacios mediante ansas, en el refuerzo del anclaje y en los sistemas de cuplas o pares de fuerza dobles utilizadas como por ejemplo en el torque. (4)

En mecanoterapia ortodóncica por deslizamiento actualmente no se puede evitar la fricción, binding y notching, y solamente pueden ser reducidos para lograr un óptimo deslizamiento. Tradicionalmente se afirma que con un diseño de ingeniería adecuado se puede reducir el efecto notching (por ejemplo brackets con extremos de las ranuras redondeados, compatibilizar la rigidez de la dupla arco-ranura, como se verá más adelante, etc.) con un manejo clínico adecuado se puede reducir el efecto binding (por ejemplo diseñando adecuadamente la mecánica de cierre de espacios por deslizamiento con arcos rígidos, como se explica más adelante) y con una selección adecuada de biomateriales y dosificación del ligado se puede reducir la fricción, como se verá a continuación. (2)

La gran importancia de lograr una baja fricción radica en que durante la mecánica que envuelve el movimiento del bracket sobre el arco ortodóncico, la fricción entre al arco ortodóncico, bracket y sistema de ligado puede evitar que lleguen niveles adecuados de fuerza a los tejidos de soporte. Esto se debe a que parte de la fuerza aplicada se disipa como fricción y el resto se transfiere a las estructuras de sostén del diente para mediar en el desplazamiento dental. Así, una reducción en la fricción tiende a beneficiar la respuesta de los tejidos duros y blandos, logrando un movimiento más veloz. Durante la etapa de cierre de espacios por deslizamiento la disminución en la fricción permitirá utilizar una magnitud de fuerza de retracción menor lo que trae una menor necesidad de anclaje. (1), (2), (8), (10), (11), (12), (13)

Kusy nos alerta que la verdadera impor-

tancia de la fricción radica en la posibilidad de maximizar la eficiencia y la reproductibilidad mecánicas en ortodoncia. Se entiende eficiencia a la fracción de la fuerza entregada sobre la aplicada, a mayor eficiencia habrá mayor cantidad de fuerza entregada y por ende menos cantidad de fuerza se perderá en fricción. En ortodoncia la eficiencia está alrededor del 40-88%, es decir que de 100g aplicados a la pieza dentaria se entregan finalmente de 40g. a 88g. La reproductibilidad habla de la capacidad del clínico de diseñar una mecánica que se comporte de modo predecible para cada paciente; la fuerza friccional será la misma cuando se aplica la misma fuerza entregada. El problema a nivel teórico durante el cierre de espacios es que si la fricción no está adecuadamente calculada, habrá problemas contrarrestando el momento de la fuerza horizontal por lo cual en vez de lograr un movimiento en gresión se realizará inclinación controlada. Esto se explica de modo más claro con un ejemplo. Supongamos que un ortodoncista necesita cerrar un espacio de diastema entre dos incisivos centrales superiores con movimiento en gresión y desea utilizar mecánica de deslizamiento. Suponiendo que la distancia desde el punto de aplicación de la fuerza, que es en el bracket, al centro de resistencia de la pieza dentaria, ubicado en su raíz, es de 10mm, la relación momento fuerza debe ser igual a 10. En un sistema teórico sin fricción, una fuerza ideal de 250g aplicada al incisivo central para cerrar el espacio, necesitaría de un momento de 2500g-mm para contrarrestar la rotación de la pieza dentaria. Si calculamos que la eficiencia es del 88%, necesitaríamos de una fuerza ideal de 280g, en donde 30g se perderían producto de la fricción del complejo arco-ranura, otorgando los 250g ideales. El problema sería que la eficiencia no esté adecuadamente

Sistemas de brackets de baja fricción en ortodoncia clínica.

OD. PROF. WILFREDO DANIEL SEGOVIA

calculada y sea del 40%. De esos 280g se perderían producto de la fricción, 170g, otorgando una fuerza efectiva de 110g, obteniéndose un momento inferior al necesario (1700gmm) para generar gresión, lográndose un movimiento de inclinación no deseado. Por ende la fricción es muy importante y su aplicación clínica frecuentemente es malinterpretada. Mientras más preciso sea su cálculo, mejor será la capacidad del clínico de realizar una mecánica de deslizamiento adecuada. (1), (2), (8), (10), (11), (12), (13)

Como resumen la disminución en la fricción en biomecánicas de deslizamiento traerá tres ventajas a nivel teórico (a) mayor velocidad de movimiento dentario, (b) menor necesidad de anclaje y (c) mayor control en el movimiento. (1), (2), (8), (10), (11), (12), (13)

Existen diferentes maniobras terapéuticas para disminuir la fricción en un sistema de fuerzas por deslizamiento ortodóncico, aquellas que se relacionan con los biomateriales y las que se relacionan con el método de ligado. Las combinaciones de arco ortodóncico y ranuras de acero presentan menor fricción, como se verá en detalle más adelante. Con respecto al método de ligado convencional hay dos variables a considerar, el material de la ligadura que influirá variando coeficiente de fricción y la fuerza con la que la ligadura presiona el arco, variando la fuerza normal. Se debe recordar que fricción es igual a coeficiente de fricción multiplicado por fuerza normal, por ende la fricción es directamente proporcional a estas dos variables. El material de la ligadura puede ser metálico o elastomérico. El acero presenta menor coeficiente de fricción que los elastómeros por lo que posee menor fricción con respecto a un complejo arco-ranura. También puede dosificarse la fuerza de ligado. Una ligadura metálica suelta genera menor fricción (en cumplimiento con la primera

ley de la fricción) que una ligadura metálica ajustada o elástica. Teniendo en cuenta este concepto las ligaduras elásticas pierden gran cantidad de fuerza en el tiempo, lo que compensa en parte la mayor fricción producto de un mayor coeficiente de fricción, resultado de sus características estructurales. Finalmente, la fuerza de la ligadura puede ser eliminada con un sistema de clip o tapa que no genera fuerzas sobre el arco ortodóncico y bracket, siendo el objetivo de análisis de este trabajo. (2) Los sistemas de brackets de baja fricción en ortodoncia comprenden dos categorías: los brackets de autoligado y los de fricción diferencial. El concepto del autoligado implica que el bracket posee la capacidad de contener por sí mismo al arco ortodóncico en su ranura.

Existen dos tipos de brackets autoligantes: son los pasivos y los activos. Los brackets activos presentan una tapa o clip de una aleación elástica que genera presión sobre el arco introducido en el slot si este supera cierto espesor. Los brackets pasivos presentan una tapa que no presiona al arco en el slot y actúa a modo de tubo.

El concepto de fricción diferencial se basa en un bracket convencional o modificado al cual se le coloca una ligadura que no contacta con el arco cuando se desea baja fricción y cuando se necesita aumentar la fricción se liga de modo convencional. Los brackets de diseño modificado presentan seis aletas en las cuales la baja fricción se logra colocando una ligadura convencional en el par de aletas medio en donde, por el diseño del bracket, esta ligadura no contacta con el arco comportándose de modo similar a un bracket de autoligado pasivo. Para los brackets convencionales hay en el mercado una serie de ligaduras elásticas de diseño modificado que se ligan al mismo y actúan de modo similar a una tapa, transforman-

do un bracket común en uno de baja fricción de autoligado pasivo.

Ciertos diseños del bracket convencional, independiente de la forma de ligado, influyen en una disminución de la fricción, pero no son objeto de análisis en este trabajo. Se asume subsecuentemente que se elimina la fricción producida por la fuerza de ligado y por las características superficiales de las ligaduras, en los brackets de autoligado y los de fricción diferencial. (3), (10), (11), (14), (15)

A continuación se evaluará la evidencia científica sobre si los sistemas de baja fricción realmente disminuyen la fricción y si ésta permite mayor deslizamiento.

2.3. Evidencia científica

La medicina basada en la evidencia se define como el proceso de sistematización de revisión y uso de los hallazgos de investigaciones clínicas para entregar un óptimo cuidado clínico a los pacientes. Es el la herramienta gold standard para poner en marcha y brindar servicios de salud alrededor de todo el mundo. (16)

La evidencia es presentada de muchas maneras y es importante la base en la cual se afirma. La validez de la evidencia se puede ponderar de acuerdo al potencial riesgo de sesgo. Es decir no toda la evidencia posee la misma importancia, pues a mayor sesgo menor calidad de evidencia. (16)

Varias instituciones se especializan en medicina basada en la evidencia y su trabajo es similar. Uno de ellos es el centro de medicina basada en la evidencia de la Universidad de Oxford, Inglaterra, cuyo acrónimo en inglés es CEBM. Éste propone cinco niveles de evidencia donde uno es el de mayor calidad y cinco el de menor. El nivel uno está formado por la revisión sistemática de estudios clínicos aleatorios individuales y el cinco por la opinión de expertos siendo la evidencia de mayor y

menor calidad respectivamente. (16), (17), (18), (19)

A continuación se desarrollará la evidencia disponible sobre el asunto, los estudios de laboratorio y clínicos individuales e integrados por una revisión sistemática.

2.3.1. Estudios de laboratorio

Existen numerosos estudios de laboratorio sobre fricción en ortodoncia de los cuales una gran mayoría investiga los sistemas de autoligado. Analizar individualmente uno por uno es una tarea ardua. Nanda realizó una revisión no sistemática al respecto de la fricción general en ortodoncia, mientras que Burrow condujo otra revisión no sistemática pero haciendo foco en los sistemas de baja fricción en mecánica de cierre de espacios.

La relevancia científica de este tipo de publicaciones no es ideal, pero afortunadamente existe una reciente revisión sistemática con diseño y conducción adecuados específicamente analizando las diferencias de fricción entre los sistemas de brackets convencionales y de baja fricción en diferentes etapas de tratamiento. (7), (10), (8)

Ehsani y col. analizan la diferencia en diseños in vitro de la resistencia friccional producida por los sistemas autoligantes sobre los sistemas de ligado convencional. De 73 trabajos referidos al tema, sólo 19 cumplían con los criterios de inclusión. Existe una gran variabilidad de los métodos experimentales entre los diferentes estudios seleccionados, lo que puede explicar parcialmente la inconsistencia entre los resultados. Varios estudios lo que realmente investigan es la resistencia al deslizamiento y no a la fricción. Estos conceptos no son intercambiables. (10)

Un acuerdo consistente fue encontrado entre los estudios revisados: los brackets autoligantes producen menor fricción con arcos redondos de diámetro pequeño. Se debe considerar, además,

los hallazgos en sistemas de autoligado activos, en donde la fricción es superior, en algunos estudios, a un sistema de ligado pasivo.

En los estudios que simulan inclinación o tipping, (configuración activa) fenómeno que siempre se produce durante el movimiento dentario por la aplicación de la fuerza fuera del centro de resistencia, los brackets de auto ligado activo por la presión que ejerce el clip o tapa sobre el arco introduciéndolo en el slot aumentan la fricción, más allá de producir binding o notching. En los estudios con un diseño en donde los brackets se colocan con el slot paralelo al arco ortodóncico eliminando el tipping, (configuración pasiva) ambos sistemas de ligado activo y pasivo se comportan de igual modo. (10)

Con respecto a los arcos rectangulares, los hallazgos observados son contradictorios. Hay estudios que concluyen que los brackets de autoligado disminuyen la fricción frente a los convencionales mientras que otros obtienen que no hay diferencias. De cualquier manera hay consenso en que la fricción aumenta con arcos rectangulares en cualquier sistema de ligado. Ehsani conjetura que la ranura es llenada por el arco, por lo que el comportamiento biomecánico de los brackets de autoligado activo o pasivo es muy similar a un bracket de ligado convencional. Se permite menor inclinación dentaria antes que la misma sea enderezada por los sistemas de fuerza producto de la rigidez de la aleación ortodóncica. (10)

Burrow explica de otro modo estas diferencias. Es muy interesante e informativo analizar los métodos de los estudios de laboratorio desde la perspectiva de que componentes de la resistencia al deslizamiento están midiendo y cómo miden sólo la fricción. La resistencia al deslizamiento depende de determinantes geométricos de las superficies en contacto (ángulo de contacto) y las

características inherentes a los materiales en contacto. (coeficiente de fricción).

El movimiento dentario en los estudios de laboratorio puede dividirse en dos etapas: activa y pasiva. Es necesario aclarar un par de conceptos previamente para comprender la diferencia entre estas dos etapas. Ángulo crítico (θ_C) se entiende por el ángulo de contacto formado entre el slot del bracket y el arco ortodóncico en donde el arco se encuentran tan inclinado que contacta los extremos mesiales y distales opuestos de la ranura sin producirse deformación por el arco ortodóncico, es sólo el punto en el cual contactan. Ángulo de deformación plástica (θ_Z) es aquel en cual la inclinación del arco ortodóncico sobre el slot produce deformación plástica del alambre. La etapa pasiva es cuando el ángulo de contacto entre el arco ortodóncico y el slot es menor al ángulo crítico. La etapa activa es cuando el ángulo de contacto es mayor al ángulo crítico.

La etapa pasiva sólo existe en estudios de laboratorio ya que, como veremos más adelante, clínicamente si se aplica una fuerza en la pieza dentaria de la corona el diente se inclinará y contactarán los extremos del slot con el arco. En los estudios de laboratorio existen dos tipos de pruebas mecánicas: activas y pasivas. La disposición pasiva analiza complejo ranuras-arcos con una disposición entre los diferentes brackets con una inclinación, angulación, alineado y nivel (mecánicas pasivas) en donde el ángulo de contacto es menor al crítico. En la disposición activa se analiza e complejo ranura-arco una disposición entre los diferentes brackets con angulación, inclinación, alineado y nivel en donde el ángulo de contacto es mayor al crítico. (1), (2), (6)

Ciertos estudios en los que la fricción es disminuida por los brackets de autoligado poseen un diseño en donde la ranu-

Sistemas de brackets de baja fricción en ortodoncia clínica.

OD. PROF. WILFREDO DANIEL SEGOVIA

ra de los brackets se encuentran alineadas, niveladas, sin angulación e inclinación, de tal modo que no hay contacto del arco con el bracket, cosa que no ocurre si hay ligado convencional o si el tamaño del arco sobrepasa ciertas medidas y se activa la tapa del bracket de autoligado activo. En los diseños en donde hay binding y notching, producto de ubicar los brackets con sus ranuras inclinadas, anguladas, desniveladas y desalineadas, (mecánicas activas) no se observan diferencias significativas en cuanto a resistencia al deslizamiento entre los brackets de autoligado y convencionales con diferentes aleaciones y secciones de arcos ortodóncicos. Por ende, la resistencia al deslizamiento a nivel ortodóncico está condicionada por estos factores. (7)

Por ejemplo, en un estudio activo y pasivo con un bracket de acero, un arco de acero y una fuerza normal de 200g en donde el tip del slot es 0° con respecto al arco, binding es de 0. Al aumentar el tip a tan solo 3° el binding es responsable del 70% de la resistencia al deslizamiento y cuando el tip es de 13° el binding produce un 98% de la resistencia al deslizamiento, siendo la fricción despreciable. Nanda nos alerta sobre que la situación clínica requiere nivelar brackets con flexiones de los arcos en los tres planos del espacio en una serie de dientes, a los cuales se les suma el efecto de arcos continuos.

Cosa totalmente diferente es lo diseñado in vitro, que son flexiones controladas entre uno o tres brackets en un instrumento de medición. (8) Un arco rectangular posee la misma fricción que uno de la misma sección redondo en diseños de mecánica pasiva. Esto concuerda con la segunda ley de la fricción. Cuando se investiga en diseños de mecánica activa el binding será menor debido a que la flexión es menor, generando un menor ángulo de contacto. Se debe tener en cuenta que un arco rec-

tangular posee más superficie que uno redondo, por ende al llegar a un ángulo crítico la fuerza se distribuye en un área mayor de arco en la esquina o piso de la ranura, generando menor presión sobre el arco, por lo tanto menos posibilidad de notching. Concluyendo, menos binding y notching pueden ocurrir entre un arco rectangular y otro redondo del mismo diámetro. (2), (8) Una de las ventajas de una revisión sistemática es la de identificar limitaciones de la evidencia científica actual que deben de ser investigadas a futuro. La revisión de Ehsani localiza algunas. Debido a la diferencia mecánica entre los brackets de autoligado pasivo y activo se deberían realizar investigación comparativa con estos subgrupos, falencia del diseño actual. Esto mismo se aplica a diferencias entre el tamaño de la ranura, los estudios consultados por los autores no consideraron comparaciones entre ranura de 0,022" y 0,018" y la diferencia entre las prescripciones de los brackets analizados. (10) (17) (20)

Con respecto a los materiales, hay consistencia en los resultados en la revisión sistemática, y la mayor fricción es observada en brackets cerámicos y de policarbonato sobre los de acero inoxidable, considerando cualquier aleación del arco. Ehsani especula que esto podría deberse a que la rugosidad y porosidad superficial de la porcelana y el policarbonato es mayor que la del acero inoxidable llevando a que el coeficiente de fricción sea sensiblemente mayor. (10)

Esta explicación no concuerda con la segunda ley de la fricción y las conclusiones y hallazgos de ciertos investigadores. En un estudio de laboratorio se confeccionaron tres planos de acero inoxidable tratados de modo diferente para obtener rugosidad creciente (de 1 micrómetro, 240-grit y 320-grit) y se utilizaron alambres con aleaciones de

tres tipos. Se deslizó sobre cada uno de estos planos con rugosidad creciente los alambres de diferentes aleaciones y se analizaron los resultados friccionales. El coeficiente de fricción fue casi el mismo para cada alambre de diferente aleación a medida que la rugosidad del plano de acero inoxidable aumentaba. Algunos estudios, en contradicción con los estudios convencionales, demuestran que aleaciones de cromo cobalto poseen menor fricción que el acero inoxidable, siendo que este último es más liso que el cromo cobalto en estudios de reflectancia especular. Es similar el caso entre los alambres de Nitinol, que poseen mayor aspereza y menor fricción que los de TMA. Ambos hallazgos se explican por las propiedades físicas y químicas -sobre todo por su química superficial- de cada material y no por su rugosidad. (2), (8)

Teniendo en cuenta la fórmula de la fricción, en configuraciones pasivas, el gold standard es la combinación bracket y arcos de acero inoxidable obteniendo un coeficiente de fricción menor que las otras superficies. Los brackets cerámicos poseen un mayor coeficiente de fricción y son inferiores para el deslizamiento debido a que su gran dureza compromete seriamente cualquier aleación que se le oponga, que será desgastada a largo plazo, aumentando por ende la fricción (efecto plowing). Las aleaciones de titanio (Nitinol o TMA) son inferiores para el deslizamiento por sus pobres características superficiales (aleaciones de TMA antiguas sin tratamiento iónico) y por el alto substrato de titanio con bajo módulo de elasticidad.

Para evitar las consecuencias del efecto plowing es recomendable compatibilizar aleaciones en cuanto a dureza. La dureza de la aleación del bracket no debe exceder demasiado la arco ortodóncico. Si esto ocurre la aleación más dura provocará desgaste de la otra

superficie (plowing) e incrustación de las asperezas (shearing) comprometiendo así el deslizamiento del arco por aumento de la fricción. Idealmente la superficie de la ranura debe ser levemente más rígida que que la del arco ya que este se recambia varias veces a lo largo del tratamiento, no así el bracket. Tomando en cuenta la fórmula compleja de deslizamiento en configuraciones activas, un arco con elevada rigidez tendrá menor flexibilidad disminuyendo la posibilidad de binding del complejo arco-ranura. El notching es más prevalente cuando brackets rígidos de cerámica se oponen a alambres de aleaciones de menor rigidez como el Nitinol. Esto se debe a que por su menor rigidez, el Nitinol pierde sustancia más fácilmente. (2), (7).

De cualquier modo estos son hallazgos de laboratorio. Son muy útiles para evaluar eficacia y toxicidad, pero son necesarios ambientes reales clínicos y no artificiales y controlados para validar estos datos, teniendo siempre presente que los ensayos de laboratorio en ocasiones no son buenos predictores de la eficacia clínica, como se verá en la próxima sección.

2.3.2. Estudios clínicos

Las conclusiones de los estudios de laboratorio, si bien surgen de una revisión sistemática, no pueden ser extrapoladas directamente a la clínica. Los clínicos deben ser advertidos que los hallazgos in vitro son una útil guía anticipada del comportamiento clínico pero la observación del mismo puede ser muy diferente. Esto se debe a que numerosas variables clínicas no pueden ser simuladas en las configuraciones actuales de los ensayos de laboratorio. La compleja interrelación bracket y arco ortodóncico con las piezas dentarias en mala posición, los cuales modulan la magnitud y dirección de las fuerzas, la presencia de integumento proteico calcificados sobre la superficie de los

materiales, las fuerzas masticatorias, las diversas funciones orales, la velocidad y ratio de movimiento, la variabilidad anatómica bucal, la depresibilidad y tamaño del ligamento periodontal, la fisiología del movimiento dentario y su alteración individual ante diferentes estímulos, etc. no son incorporados en los estudios de laboratorio actuales.

Afortunadamente existen estudios clínicos aleatorios prospectivos que investigan las diferencias clínicas entre los sistemas de autoligado y convencionales. Por ende, se analizarán los que cumplan con un adecuado diseño publicados en revistas con referato, los cuales son muy limitados debido a que la evidencia al respecto comienza a acumularse por su reciente aparición, y si bien existen desde 1935, su utilización masiva es reciente. (10), (5)

Los diseños experimentales pueden ser clasificados según la temporalidad, es decir el momento en que se decide el estudio en el tiempo, en prospectivos o retrospectivos. El prospectivo es un estudio que se diseña y comienza a realizarse en el presente, concluyendo y analizando sus resultados en el futuro. El retrospectivo es un estudio que se realiza en el presente, pero con datos del pasado. Los estudios prospectivos poseen menor riesgo de sesgo. Esto se debe a que en un estudio retrospectivo se conocen los resultados previamente, se miden pocas variables, la recolección de datos depende de la precisión de los registros de tratamiento, no se planificaron técnicas y factores a controlar, etc. (5)

a) Tiempo total de tratamiento

Eberting y col. desarrollaron un estudio clínico retrospectivo multicéntrico comparando la eficacia de tratamiento entre los sistemas de autoligado pasivos y convencionales. El tiempo de tratamiento es menor en los sistemas de autoligado activo -24,54 meses (SD: 6,45)- con respecto a los convenciona-

les -30,87 meses (SD: 7,85)-. Al mayor riesgo de sesgo, lo que hace que tenga menor calidad como evidencia, se le agrega que es un estudio multicéntrico en donde las maloclusiones iniciales son variables, como así sus mecánicas de tratamiento, y los registros y cuestionarios son realizados por más de un profesional. Esto trae problemas a la hora de individualizar variables para su correcto estudio, pudiendo alterar los resultados. (21), (22)

Harradine realizó un estudio clínico retrospectivo de casos emparejados comparando la eficacia clínica de sistemas de autoligado pasivo y convencional. Dividió dos grupos iguales en cuanto a selección de individuos por edad, tipo de maloclusión, severidad de maloclusión y casos de extracción. El tiempo de tratamiento para el sistema de autoligado fue de 19,4 meses (SD: 5,9) y convencional de 23,5 meses (SD: 5,16). Al ser un estudio retrospectivo hay mayor riesgo de sesgo. Si bien presenta una ventaja en comparación con el estudio de Eberting en cuanto a selección de la muestra, no se informa la mecánica de tratamiento utilizada. El tiempo de tratamiento con brackets de autoligado pasivo encontrado por Harradine es sensiblemente menor al de Eberting, lo que lleva a especular que la disminución de tiempo de tratamiento sería producto de diferencias biomecánicas y no de selección de bracket o del sesgo. (21), (22), (23)

b) Alineado y nivelado

La eficiencia durante alineado y nivelado se determina utilizando el índice de irregularidad de Little (que mide la distancia entre los puntos de contacto de las piezas dentarias) y mediciones regulares del tiempo que toma completar esta etapa. (24)

Miles conduce un primer ensayo clínico aleatorio prospectivo de diseño a boca separada, es decir cementó brackets de autoligado pasivo en una hemiarcada y

Sistemas de brackets de baja fricción en ortodoncia clínica.

OD. PROF. WILFREDO DANIEL SEGOVIA

convencionales en la otra. Realizó el índice de irregularidad de Little previo al tratamiento, a las diez semanas de colocado el primer arco termoelástico 0,014" CuNiti y a las diez semanas de colocado el segundo arco termoelástico de 0,016" x 0,025" CuNiti. Los resultados fueron que al cabo de las veinte semanas de tratamiento el índice de irregularidad del sistema de autoligado era de 0,7 y el convencional de 0,5 por lo cual el sistema convencional es más eficiente que el de autoligado, aunque no son datos clínicamente significativos. Esto puede deberse a que el juego del arco en el bracket de autoligado no permite un correcto alineado y nivelado. Las críticas a este estudio son no incluir desvíos estándar, dando mayor riesgo de sesgo y ser diseño a boca separada mezclando brackets comunes y de autoligado (los primeros podrían afectar la fricción y deslizamiento de los segundos). (5), (24)

Para evitar las dudas de un diseño a boca separada, Miles realiza otro estudio en donde evalúa dos muestras de individuos, una con brackets de autoligado activo y la otra con brackets convencionales, utilizando el mismo índice de irregularidad, intervalos de medición y secuencia de arcos. No obtiene diferencias en cuanto a eficiencia de alineado y nivelado entre ambos grupos, incluso a las diez semanas la irregularidad en el grupo convencional es menor. Nuevamente no se incluye desvío estándar. (5), (21)

Pandis y col. llevaron a cabo un ensayo clínico aleatorio prospectivo tomando dos muestras de individuos tratando una con brackets de autoligado pasivo con una secuencia de arcos termoelástico de 0,014" y 0,014" x 0,025" CuNiti y la otra con brackets convencionales con una secuencia de arcos termoelástico de 0,016" CuNiti y superelástico 0,020" Niti. El intervalo de medición fue una vez concluido el alineado y nivelado

de las seis piezas anteroinferiores. El tiempo total fue de 114,51 días (SD:46,44) para los convencionales y de 91,03 (SD:31,94), siendo estadísticamente no significativo. Se observó una tendencia en apiñamientos moderados (índice de irregularidad mayor a 2 y menor a 5) a ser resueltos de modo más rápido con brackets de autoligado (2,7 veces más rápido) no así en los apiñamientos severos (índice de irregularidad mayor a 5). Esto tal vez se deba a que con apiñamientos moderados el binding y notching son menores y el libre juego de un bracket autoligado permite mayor deslizamiento. Otra explicación es que el arco rectangular en el grupo de autoligado se coloca más rápidamente en un caso moderado y se ha informado que este arco completa el nivelado y alineado en un mes. A su vez, la diferencia entre los segundos arcos entre los dos grupos en cuanto a sección, grosor, aleación y marca, tal vez haya influido en los resultados de apiñamientos moderados aplicando fuerzas de diferente magnitud. (21), (25)

Scott y col realizaron un estudio clínico aleatorio prospectivo con dos muestras, comparando en una brackets de autoligado pasivo y en la otra brackets convencionales. El índice de irregularidad era entre 5 y 12 con tratamiento de extracciones. La secuencia de arcos ortodóncicos fue termoelásticos 0,014", 0,014" x 0,025", 0,018" x 0,025" CuNiti y 0,019" x 0,025" de acero inoxidable. Los intervalos de tiempo de medición fueron pretratamiento, al momento de colocar el segundo arco y al colocar el cuarto arco. El tiempo de alineado y nivelado fue similar sin diferencias estadísticamente significativas, para autoligado 253 (SD:63,6) días y convencional 243 (SD:82,5) días. El ratio de alineado y nivelado es influido solamente por el grado de irregularidad inicial, mientras más mal posicionadas las piezas más rápido se mueven independientemente de la aparatología utilizada. (26)

Fleming y col. realizaron un estudio clínico aleatorio prospectivo comparando dos muestras, una con brackets de autoligado pasivo y la otra convencional. El arco utilizado fue un termoelástico 0,016" CuNiti y se realizó índice de irregularidad tridimensional pretratamiento y a las ocho semanas. El apiñamiento fue moderado de 16,7 (SD5,81). Al cabo de las ocho semanas hubo un cambio neto de irregularidad en el grupo convencional de 8,37 (SD:3,83) y en el de autoligado de 9,51 (SD:2,83) siendo estadísticamente no significativo. La aparatología utilizada tiene escasa influencia en la eficiencia del alineado y nivelado, estando altamente correlacionado con la irregularidad pretratamiento. Como crítica a este estudio se puede decir que debido a que utiliza un método diferente para determinar la irregularidad, no se puede integrar con los estudios anteriores. (27)

En conclusión, luego de analizar los ensayos clínicos aleatorios prospectivos pre revisados actuales no existe evidencia que soporte que los brackets de baja fricción logren mayor eficiencia de alineado y nivelado acortando el tiempo de tratamiento. No obstante, el número de publicaciones es escaso y hay sistemas de brackets no analizados, indicando la necesidad de realizar más estudios comparativos correctamente diseñados. (5), (21)

c) Cierre de espacios

La mecánica de cierre de espacios por deslizamiento puede ser individual, en donde el complejo diente bracket se desliza a través del arco ortodóncico y se realiza movilizándolo solamente el canino, o puede ser en masa, en donde se mueve el arco ortodóncico a través del complejo diente bracket y se realiza con un grupo de piezas que generalmente son las seis anteriores. (6), (7), (8)

El movimiento por deslizamiento es un proceso termodinámico casi estático, lo que significa que se realiza lentamente y a través de una secuencia de estados cer-

canos al equilibrio. El sistema de fuerzas aplicado sobre la corona dentaria a nivel del bracket o postes en el arco, debe crear un momento de igual magnitud y dirección opuesta al momento resultante de la fuerza que actúa sobre el bracket o poste. Este momento en mecánica de deslizamiento se crea automáticamente. En el caso de cierre individual se inclina la corona del canino a distal por la fuerza retractora ínfero externa al centro de resistencia y luego los bordes opuestos del arco contactan con la ranura del bracket en diagonal generándose una cupla que verticaliza la raíz. Se produce una secuencia alternante de inclinación coronaria con enderezamiento radicular. El movimiento se realiza de a incrementos, a lo que se ha llamado ratcheting effect. Por ende, en la mecánica de cierre por deslizamiento la fricción dinámica carece de importancia ya que se produce de a incrementos, no hay movimiento continuo. El deslizamiento durante el cierre de espacios depende mayoritariamente del binding que es necesario para generar el momento que endereza la raíz, lo que detiene el movimiento hasta que ésta se complete y al mismo tiempo el binding disminuye el deslizamiento. Esto es válido para cierre individual o en masa. (4), (6), (7), (8), (9), (28)

Se han conducido dos estudios clínicos aleatorios prospectivos evaluando el cierre de espacio por deslizamiento con dos muestras comparando brackets convencionales y de autoligado. Miles y col., en un diseño de boca separada compara los brackets de autoligado activo y convencional de 0,018" de segundo premolar a primer molar y convencionales en las seis piezas anteriores ferulizadas. Utiliza mecánica de cierre por deslizamiento en masa en un arco ortodóncico de acero inoxidable de 0,016" x 0,025" con postes y coil superelástico de Niti activados entre 6 y 9 mm entregando una fuerza de 150 g. El intervalo de medición fue de 5 sema-

nas y el espacio a cerrar de 4,9 mm en promedio. El ratio de cierre fue de 1,2 mm para los brackets convencionales y 1,1 mm para los autoligantes. Es una diferencia estadísticamente significativa pero clínicamente despreciable. Nuevamente el grupo de Miles no informa desvío estándar y realiza un diseño de boca separada en donde se podría alterar la menor fricción del hemimaxilar con autoligado. Si un bloque hemimaxilar se moviera más rápido, se produciría un desvío de la línea media por desplazamiento diferencial del arco y la pieza distal al espacio de extracción se movería mesialmente más rápido. Ninguna de estas situaciones fue informada, por lo cual se supone que el ratio de cierre clínicamente es el mismo. Burrow tomó un grupo con bracket autoligante pasivo, otro activo y uno convencional de 0,022". Los molares fueron embandados y se colocó un arco interno como refuerzo de anclaje. Realizó mecánica de cierre individual a nivel del canino a través de un arco de 0,018" de acero inoxidable, un coil superelástico de Niti de 150 g a un hook del bracket convencional y autoligante activo y a un aditamento crimpable al autoligante pasivo. El intervalo de medición fue de cuatro semanas. El ratio de cierre fue de 1,2 mm (SD: 0,28) para el sistema convencional de ligado y de 1 mm (SD: 0,28) para los sistemas de baja fricción. Es una diferencia estadísticamente significativa aunque de poca relevancia clínica. (6), (27), (29)

Es de destacar aisladamente la investigación de Kula y col. Realizaron un estudio clínico prospectivo de boca separada, en donde montaron en 30 sujetos con extracciones brackets convencionales de 0,022" de acero inoxidable, y utilizaron un arco de 0,019" x 0,025" de TMA con una mitad implantada por iones y la otra no. En seis sujetos se realizó mecánica de cierre individual y en 17 en masa. La implantación

por iones en ensayos de laboratorio produce mayor rigidez superficial de esta aleación y disminuye su fricción en un 70%. Colocaron coils de Niti superelástico de 150 g y realizaron mediciones mensuales del ratio de cierre y la medición de la línea media. El ratio de cierre fue de 0,93 mm (SD:0,48) para la sección implantada con iones y de 0,90 mm (SD: 0,42) para la sección no implantada, siendo estadísticamente no significativo y muy similar a los ratios de cierre del acero inoxidable. Observaron variabilidad de cierre individual y poca diferencia en los ratios de cierre en masa o individual. Si bien estos datos presentan las desventajas del diseño a boca separada, no se observaron desvíos en la línea media. A su vez existieron diferentes mecánicas de tratamiento, lo cual dificulta el análisis de los datos. De cualquier manera estos hallazgos están en relación con la segunda ley de la fricción y observaciones de laboratorio sobre la rugosidad de los materiales. Se refuerza el concepto de que la fricción es una variable que poco influye en la clínica. (2), (8), (30)

Los hallazgos sobre brackets autoligantes son coincidentes con los ratios de cierre observados en ensayos clínicos utilizando diversos sistemas de cierre de espacios por deslizamiento. La mayor velocidad de cierre debido a la menor fricción no se produce en la clínica según los ensayos clínicos actuales. Por ende, la fricción es una variable de escasa influencia clínica durante el cierre de espacios y el factor limitante en el ratio de cierre por deslizamiento parece ser más biológico dependiente de la fuerza que estar relacionado con las características del sistema mecánico del complejo bracket arco. Presumiblemente los cálculos sobre la reproductibilidad mecánica no sean del todo aplicables, por lo cual el control más eficiente de la posición de las piezas dentarias con baja fricción no sea

Sistemas de brackets de baja fricción en ortodoncia clínica.

OD. PROF. WILFREDO DANIEL SEGOVIA

adaptable a la clínica. Se debe tener en cuenta que la fricción es el resultado de la interacción química de superficie entre los objetos en contacto. Las ventajas sobre el anclaje de la menor fricción presuntamente tampoco son aplicables ya que la fricción necesaria a vencer para deslizar hacia distal un canino es la misma que se necesita para deslizar a mesial la pieza de anclaje que suele ser el primer molar. Ambas fuerzas friccionales son de igual magnitud y dirección opuesta, por ende se anulan y no tienen significancia clínica. No obstante deben realizarse estudios que comparen la pérdida de anclaje y la posición radicular de las piezas próximas a los espacios de extracción entre los sistemas de baja fricción y convencionales. Además es necesaria más evidencia clínica de calidad comparando ratios de cierre entre ambos sistemas para poder integrar resultados. (4), (6), (7), (27), (29), (31)

Considerando la evidencia actual a modo de resumen en el cierre de espacios por deslizamiento, la fricción (a) no es determinante, aunque sí lo es el binding y notching, (b) no disminuye la necesidad de anclaje, (c) no aumenta el ratio de cierre del espacio de extracción y (d) no entrega un mayor control biomecánico; debido a que no existen ventajas clínicamente significativas entre un sistema de autoligado y uno convencional. (4), (6), (7), (27), (29), (31)

d- Resumen

El menor tiempo de tratamiento observado en estudios retrospectivos no se observa en estudios clínicos aleatorios prospectivos en etapa de alineado y nivelado y cierre de espacios. Presumiblemente esto se deba a defectos metodológicos de los ensayos. (21)

2.3.3. Revisión sistemática y meta análisis clínico

Las decisiones de cuidado de la salud para pacientes individuales y políticas públicas deben ser formadas por la

mejor evidencia de investigación disponible. Los clínicos y aquellos que toman decisiones son animados para hacer uso de las últimas investigaciones e información acerca de la mejor práctica y asegurarse que esas decisiones son demostrables en este conocimiento. No obstante esto puede ser sumamente difícil dado la gran cantidad de información generada por estudios individuales (se calculan que existen veinte mil journals y se presentan dos millones de artículos nuevos por año) los cuales pueden poseer sesgo, errores metodológicos, ser tiempo y contexto dependientes y pueden ser malinterpretados o falsificados. Incluso más, los estudios individuales pueden llegar a conclusiones opuestas. Esta disparidad es causada por sesgo, diferencias en el diseño o conducción experimental y/o simplemente debido al juego de la probabilidad. En esas situaciones no es siempre claro cuáles son los resultados más adecuados o cuáles deben ser usados como base para decisiones clínicas y de política pública. Las revisiones sistemáticas apuntan a identificar, evaluar y sumar los resultados de todos los estudios individuales relevantes, haciendo así más accesible la evidencia a los tomadores de decisión. Cuando es apropiado, combinar los resultados da una más confiable y precisa estimación de la efectividad de una intervención que un estudio individual y esas conclusiones son defendibles. Las revisiones sistemáticas adhieren a un diseño científico estricto basado en un método explícito, pre especificado y reproducible. (16), (17), (18), (20)

Con respecto al autoligado, la decisión que los clínicos y tomadores de decisión necesitan realizar es si la utilización de los sistemas será beneficioso para un plan de tratamiento específico en cada paciente individual. Para alcanzar esta decisión necesitan saber si la fricción entre brackets y arcos es reducida clíni-

camente en una cantidad significativa y si esa reducción está limitada a ciertas circunstancias por los sistemas de autoligado. (10)

Fleming y Johal han realizado la única revisión sistemática existente en la actualidad sobre sistemas de autoligado en ortodoncia. El diseño y conducción experimental de la misma es adecuado. De 43 estudios clínicos localizados incluyen 17 en su muestra de los cuáles tan sólo seis son ECA, el estudio individual de mayor relevancia científica. La eficiencia de tratamiento, incluida la eficiencia del alineado y nivelado ortodóncico y el ratio de cierre de espacios por mecánica de deslizamiento, ha mostrado una escasa diferencia entre aparatos de autoligado y convencionales con una remarcable consistencia. Estos hallazgos son incompatibles con las investigaciones retrospectivas y con los anuncios de los fabricantes de un rendimiento clínico superior. No obstante, y esto es importante, una comparación estadística o meta-análisis de esos estudios no puede llevarse a cabo por metodologías inadecuadas en algunos estudios, reporte incompleto de los resultados y diferencias de medición. (5) Fleming y col. concluyen que no existe evidencia suficiente para soportar el uso de sistemas de brackets de autoligado sobre los sistemas convencionales o viceversa, debido a que la evidencia es aún escasa y necesitan realizarse estudios clínicos prospectivos bien diseñados para investigar adecuadamente estos conceptos. (5)

3. CONCLUSIONES

En consecuencia, con la reciente y escasa evidencia actual la menor fricción producto de eliminar las ligaduras no se correlaciona con un deslizamiento superior a nivel clínico en comparación con sistemas de ligado convencional. Es necesaria una mayor cantidad de ECA bien diseñados para obtener una respuesta definitiva. (5)

BIBLIOGRAFÍA

1. **PROFFIT, WR AND FIELDS, HW. (2002).** *Principios mecánicos en el control de las fuerzas ortodóncicas. Ortodoncia contemporánea. Teoría y práctica.* 3°. Madrid: Ediciones Harcourt SA, 10, 326-361.
2. **KUSY, RP AND WHITLEY, JQ (1997).** Friction between different wire bracket configurations and materials. *Semin Orthod.* 3;3:166-177.
3. **ELIADES, T AND PANDIS, N (2009).** *Self-Ligation in Orthodontics An evidence-based approach to biomechanics and treatment.* 1°. Oxford: Blackwell Publishing Ltd, 1, 1-18.
4. **BARLOW M, KULA K (2008).** Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: a systematic review. *Orthod Craniofac Res,* 11: 65-73.
5. **FLEMING, PS AND JOHAL, A (2010).** Self-Ligating Brackets in Orthodontics. *Angle Orthodontist,* 80;3:575-584.
6. **BURROW, SJ (2010)** Canine retraction rate with self-ligating brackets vs conventional edgewise brackets. *Angle Orthod,* 80;4:620-636.
7. **BURROW, SJ (2009).** Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop ;* 135, 4:442-447.
8. **NANDA, R, 1998.** *Biomecánica en ortodoncia clínica.* Buenos Aires : Editorial Médica Panamericana SA, 10, 175-200.
9. **NANDA, R, 1998.** *Biomecánica en ortodoncia clínica.* Buenos Aires : Editorial Médica Pnamericana, 3, 45-58.
10. **EHSANI, S, ET AL. (2009),** Frictional Resistance in Self-Ligating Orthodontic Brackets and Conventionally Ligated Brackets. *Angle Orthodontist;*79, 3:592-601.
11. **GRABER, TM, VANARSDALL, RM AND VIG, KML, 2006.** *Ortodoncia: Principios y técnicas actuales.* s.l.: Elsevier España SA, 17, 717-752.
12. **GRABER, TM, VANARSDALL, RM AND VIG, KML, 2006.** *Ortodoncia: Principios y técnicas actuales.* s.l.: Elsevier España SA, 18, 753-832.
13. **GRABER, TM, VANARSDALL, RM AND VIG, KML, 2006.** *Ortodoncia: Principios y técnicas actuales.* s.l.: Elsevier España SA, 19, 833-854.
14. **SUÁREZ-QUINTANILLA, D, 2005,** Arco recto de baja fricción: sistema Synergy (1.ª parte). *Ortod Esp;*45,2:83-112.
15. **YANASE, Y, ET AL. (2009),** Comparison of the kinetic frictional force between conventional plastic brackets with thermoplastic low friction module ligation and self-ligating brackets. *WJO;*10,3:220-223.
16. **BELSEY, J. (2009)** What is evidence-based medicine? Hayward Group Ltd, www.whatisseries.co.uk, 1-9.
17. **HEMINGWAY, P (2009)** What is a systematic review? Hayward Group Ltd, www.whatisseries.co.uk, 1-8.
18. **CROMBIE, IK AND DAVIES, HTO (2009)** What is meta-analysis? Hayward Group Ltd, www.whatisseries.co.uk, 1-8.
19. **PHILLIPS, B, BALL, C AND SACKETT, D. (2009)** Centre of Evidence Based Medicine. Online (Cited: 04 19, 2010) www.cebm.net/index.aspx?o=1025.
20. **CENTRE FOR REVIEWS AND DISSEMINATION, UNIVERSITY OF YORK. (2008)** *Systematic Reviews. CRD's guidance for undertaking reviews in health care.* York: York Publishing Services Ltd.
21. **ELIADES, T AND PANDIS, N (2009).** *Self-Ligation in Orthodontics. An evidence-based approach to biomechanics and treatment.* Oxford: Blackwell Publishing Ltd, 6, 69-84.
22. **EBERTING, SR, STRAJA, OC AND TUNCA Y, JJ (2001)** Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clin Orthod Res;*4,4:228-234.
23. **HARRADINE, NWT (2001)** Self-ligating brackets and treatment efficiency. *Clin Orthod Res;*4,4:220-227.
24. **MILES, PG AND WEYANT, RJ AND RUSTVELD, L (2006)** A clinical trial of Damon 2 vs conventional twin brackets during initial alignment. *Angle Orthodontist;*76,3:480-485.
25. **PANDIS, N, POLYCHRONOPOULOU, A AND ELIADES, T (2007),** Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: A prospective clinical trial of treatment duration and dental effects. *Am J Orthod Dentofac Orthop;*132,3:208-215.
26. **SCOTT, P, DIBIASE, AT, SHERRIFF, M AND COBOURNE, MT (2008).** Alignment efficiency of Damon 3 self-ligating and conventional orthodontic bracket systems: A randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofac Orthop;*134,4:470-477.
27. **FLEMING, PS, DIBIASE, AT, SARRI, G AND LEE, RT (2009)** Efficiency of mandibular arch alignment with 2 preadjusted edgewise appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop;*135,5:597-602.
28. **MCLAUGHLIN, RP, BENNETT, JC AND TREVISI, HJ. 2002.** *Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóncico.* Madrid: Ediciones Harcourt SA, 6.
29. **MILES, PG (2007).** Self-ligating vs conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop;*132,2:223-225.
30. **KULA, K, PHILLIPS, C, GIBILARO, A AND PROFFIT, W (1998)** Effect of ion implantation of TMA archwires on the rate of orthodontic sliding space closure. *Am J Orthod Dentofac Orthop;*114,5:577-580.
31. **SOUTHARD, TE, MARSHALL, SD AND GROSLAND, NM (2007)** Friction does not increase anchorage loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop ;*131,5:412-414.