

**DIFERENCIAS FRICCIONALES GENERADAS ENTRE EL BRACKET Y EL  
ALAMBRE USANDO DOS SISTEMAS DE DESLIZAMIENTO. ESTUDIO *in vitro***



**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN**

**UNIVERSIDAD DE CARTAGENA**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**POSTGRADO DE ORTODONCIA**

**CARTAGENA, COLOMBIA**

**2019**

**DIFERENCIAS FRICCIONALES GENERADAS ENTRE EL BRACKET Y EL  
ALAMBRE USANDO DOS SISTEMAS DE DESLIZAMIENTO. ESTUDIO *in vitro***

**HEIDY LORENA TARAZONA BARBOSA**

**RINA ROA SEGRERA**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN**

**UNIVERSIDAD DE CARTAGENA**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**POSTGRADO DE ORTODONCIA**

**CARTAGENA, COLOMBIA**

**2019**

**DIFERENCIAS FRICCIONALES GENERADAS ENTRE EL BRACKET Y EL  
ALAMBRE USANDO DOS SISTEMAS DE DESLIZAMIENTO. ESTUDIO *in vitro***

**HEIDY LORENA TARAZONA BARBOSA**

**RINA ROA SEGRERA**

Residente VII Semestre Postgrado de Ortodoncia

**Investigador Principal**

**JOSE MARIA BUSTILLO ARRIETA**

Odontólogo- Universidad de Cartagena

Ortodoncia-Universidad U de Sao Paulo

Especialista en pedagogía para el desarrollo del aprendizaje autónomo- UNAD

Magister en estadística aplicada – Universidad del Norte

**Co - Investigador**

**FANNY LINCE VIDES**

Odontóloga- Universidad de Cartagena

Ortodoncia-Universidad

Magister en bioquímica clínica – Universidad

**Asesor Metodológico**

**ALEJANDRA DEL CARMEN HERRERA HERRERA**

Odontólogo - Universidad de Cartagena

Msc. Farmacología - Universidad de Cartagena

**UNIVERSIDAD DE CARTAGENA**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**POSTGRADO DE ORTODONCIA**

**CARTAGENA, COLOMBIA**

**2019**

**NOTA DE ACEPTACIÓN**

---

---

---

---

---

---

---

---

FIRMA DEL PRESIDENTE DEL JURADO

---

FIRMA DEL JURADO

---

FIRMA DEL JURADO

Cartagena de Indias, junio 2019

## **AGRADECIMIENTOS**

El presente trabajo agradecemos a Dios por ser nuestra guía y acompañarnos en el transcurso de nuestra vida, brindándonos paciencia y sabiduría para culminar con éxito nuestras metas propuestas.

A nuestras familias por ser nuestro pilar fundamental y habernos apoyado incondicionalmente, pese a las adversidades e inconvenientes que se presentaron.

## TABLA DE CONTENIDO

	<b>Pág.</b>
INTRODUCCIÓN .....	12
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	14
2. OBJETIVOS .....	18
2.1 Objetivo General .....	18
2.2 Objetivos Específicos.....	18
3. JUSTIFICACIÓN .....	19
4. MARCO TEÓRICO.....	21
4.1 Fricción .....	21
4.2 Tipos de fricción.....	21
4.2.1 Fricción estática.....	21
4.2.2 Fricción dinámica.....	21
4.3 Fricción en ortodoncia.....	21
4.3.1 Tipos de fricción en ortodoncia.....	22
4.4 Fricción y movimiento dentario.....	22
4.5 Variables que afectan la resistencia friccional en la mecánica de deslizamiento 23	
4.5.1 Arco ortodóntico: .....	23
4.5.2 Ligadura del arco al bracket .....	23
4.5.3 Bracket .....	24
4.5.4 Variables mecánicas .....	24
4.5.5 Variables biológicas.....	24
4.6 Alambres en ortodoncia .....	25
4.6.1 Composición.....	25
4.7 Brackets .....	26

4.7.1	Anchura .....	27
4.7.2	Ranura.....	27
4.7.3	Fabricación y material .....	28
4.8	El efecto de la fricción en el tratamiento ortodóntico .....	29
5.	MATERIALES Y MÉTODOS .....	40
5.1	Tipo de estudio.....	40
5.2	Muestra.....	40
5.3	Criterios de Selección .....	40
5.3.1	Criterios de inclusión .....	40
5.3.2	Criterios de exclusión .....	41
5.4	Recolección de la información.....	41
5.4.1	Sistema base.....	41
5.5	Operacionalización de variables .....	44
5.6	Análisis estadístico.....	44
5.7	Consideraciones éticas .....	45
6.	RESULTADOS .....	46
7.	DISCUSIÓN .....	50
8.	CONCLUSIÓN .....	53
9.	RECOMENDACIONES .....	54
	BIBLIOGRAFÍA .....	55
	ANEXOS .....	61

## LISTA DE TABLAS

	<b>Pág.</b>
Tabla 1. Fricción ejercida por los sistemas de retracción evaluados.....	46
Tabla 2. Análisis comparativo de los sistemas de retracción con brackets slot 0,018....	47
Tabla 3. Análisis comparativo de los sistemas de retracción con brackets slot 0,022....	48
Tabla 4. Comparación los sistemas de retracción empleando brackets slot 0,018 vs slot 0,022 .....	49

## LISTA DE ILUSTRACIONES

	<b>Pág.</b>
Ilustración 1. Dimensiones de la placa base del sistema para la ejecución de la prueba de fricción.....	41
Ilustración 2. Disposición del tubo y el bracket en la placa base del sistema para la fricción .....	42
Ilustración 3. Texturómetro utilizado para las mediciones [Shimadzu (EZ-TEST EZ-S, No. 346-54909-33, Shimadzu Corp. ®)] .....	43

## LISTA DE ANEXOS

	<b>Pág.</b>
Anexo A. Instrumento de recolección de los datos.....	61
Anexo B. Prueba de normalidad de los datos .....	62
Anexo C. Tabla matriz de datos .....	62
Anexo D. Características estructurales de los brackets Mini Master® (American Orthodontics).....	63
Anexo E. Características estructurales de los tubos ifit® LP® (American Orthodontics)	63

## RESUMEN

**Introducción:** Uno de los objetivos principales en ortodoncia durante la retracción canina es proporcionar un movimiento dental lo más eficiente posible, evitando la expresión de la fricción. En esta etapa del tratamiento ortodóntico, la fricción reduce la eficiencia de la aparatología durante la mecánica de deslizamiento al producir una fuerza de resistencia al movimiento en la unidad bracket-arco-liga que tiende a contrarrestar la fuerza aplicada. Por ello, se han propuesto diversos sistemas de retracción canina, utilizando arcos redondos en acero y con sistemas de retracción metálicos y elastoméricos. **Objetivo:** Evaluar la fuerza friccional generada entre bracket-alambre de dos sistemas de deslizamiento mediante un modelo *In vitro*. **Método:** Se realizó un estudio experimental *In vitro* en el que se emplearon bracket de Roth slot 0,018 y 0,022, adaptados a un alambre de acero y australiano 0,016 y 0,018, respectivamente. Se empleó un modelo de deslizamiento mecánico con cadenas elastoméricas y ligadura metálica. Se utilizó un texturómetro para deslizar el arco a lo largo de los brackets, grabando así las fuerzas friccionales resultantes. Para el análisis estadístico se empleó la prueba T- student para comparar la fricción expresada entre los sistemas evaluados empleando una significancia estadística inferior a 0.05. **Resultados:** el sistema que mayor fricción presentó fue en el que se utilizaron bracket de slot 0.022 con alambre de acero australiano y cadeneta [Media 1,61 N (DE= 0,188 N)]. Los de menor fricción fueron el grupo de brackets de slot 0.022 y 0.018 con alambre en acero (0,018 y 0,016) y ligadura metálica [Media 0,75 N (DE= 0,167N) y 0,772 N (DE=0,07 N), respectivamente]. Existe menor fricción en los sistemas que emplean brackets de slot 0,018 comparados con los de slot 0,022. **Conclusión:** para disminuir la fricción durante la mecánica de deslizamiento se podría emplear alguno de los sistemas de brackets de slot 0,018 o 0,022 con arco en acero inoxidable 0,016 y 0,018, respectivamente con un sistema de ligado de ligadura en acero inoxidable.

**Palabras clave:** fricción; retracción canina; ortodoncia; biomecánica

## INTRODUCCIÓN

Una de las principales razones de la deserción de pacientes en la consulta ortodóntica es la cantidad de tiempo requerido para la culminación de este. En este sentido, se han investigado diversos factores que contribuyen a prolongación del tratamiento en pacientes con aparatología ortodóntica fija. Una de las causas más comúnmente descrita involucrada en estos procesos es la fricción, obtenida del contacto entre el slot del bracket, el arco utilizado y el elemento que los mantiene en contacto o el método de ligado.

La mecánica de deslizamiento se usa comúnmente en casos de extracciones de dientes y problemas de discrepancia entre los arcos. La principal desventaja de esta mecánica es la fuerza de fricción generada entre el soporte y el arco durante el movimiento ortodóntico. Varios factores pueden influir en este fenómeno, tales como: la composición de los brackets, arcos y sistema de ligadura, el estado de la superficie de los arcos, el slot del bracket, la sección transversal del arco, el torque en la interfaz entre el arco y el bracket, el tipo de bracket, la saliva e incluso la función oral.

La fricción cobra gran relevancia en las etapas de cierre de espacios en las mecánicas friccionales, específicamente en la de retracción de caninos, en donde el movimiento dental se expresa a lo largo del arco y en el slot del bracket. El contacto entre estas superficies resulta en la generación de resistencia al movimiento debido a que se expresa una fuerza opuesta al vector del desplazamiento.

En la actualidad, existen diversas técnicas para la retracción individual de caninos, con el fin que haya variabilidad en las posibilidades de tratamientos individualizados para cada paciente en particular. No obstante, algunas biomecánicas muestran de manera *in vitro* mayor fricción que otras.

Dos de las biomecánicas utilizadas para la retracción canina son con la implementación de cadenas elastoméricas y con ligadura metálica en acero inoxidable. Desde una perspectiva de la física teórica, se podría suponer que el sistema con ligadura metálica mostraría una menor resistencia al desplazamiento. Sin embargo, al considerar la multifactoriedad de elementos involucrados en la expresión de este evento, sería factible que al cambiar o disminuir el calibre del alambre a emplear, la fricción también se reduzca debido al juego que se establece con el espacio alrededor del slot del bracket y el alambre. Estos últimos suelen ser en acero debido a la rigidez que presentan.

Debido a todo lo anterior, la presente investigación tiene como intencionalidad conocer si existen diferencias en la expresión friccional (*in vitro*) de dos sistemas de retracción canina: con cadenas elastoméricas y ligadura metálica.

## 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El tratamiento de ortodoncia es utilizado para la corrección de diversos tipos de maloclusiones. En casos protrusión dentoalveolar bimaxilar es común recurrir a extracciones de premolares con el fin de corregir la proclinación e idealmente posicionar los dientes anteriores para lograr los objetivos estéticos que se requieren. Por lo tanto, la etapa de cierre de espacios es esencial en este tipo de tratamiento ortodóntico<sup>1</sup>.

Para lograr el cierre de espacios o la retracción canina, frecuentemente se prescriben dos métodos: la mecánica de deslizamiento o friccional y la no friccional<sup>2</sup>.

La mecánica de deslizamiento requiere una flexión mínima de los alambres y proporciona un excelente control del paralelismo de las raíces y la forma del arco<sup>3</sup>.

Sin embargo, la eficiencia de esta modalidad puede verse comprometida debido a la fricción. Clínicamente, existen varios factores que pueden causarla, entre estos, el ancho de la ranura y la composición del bracket, el tamaño del alambre y su composición, el método de ligadura, la distancia interbracket y la interacción entre el alambre y el bracket<sup>4</sup>.

---

<sup>1</sup> KULSHRESTHA, R. S., TANDON, R. y CHANDRA, P. Canine retraction: A systematic review of different methods used. En: J Orthod Sci. Jan-Mar, 2015. vol. 4, no. 1, p. 1-8.

<sup>2</sup> MAKHLOUF, M., ABOUL-EZZ, A., FAYED, M. S. y HAFEZ, H. Evaluating the Amount of Tooth Movement and Root Resorption during Canine Retraction with Friction versus Frictionless Mechanics Using Cone Beam Computed Tomography. En: Open Access Maced J Med Sci. Feb 15, 2018. vol. 6, no. 2, p. 384-388.

<sup>3</sup> MOHAMMED, H., RIZK, M. Z., WAFIAIE, K. y ALMUZIAN, M. Effectiveness of nickel-titanium springs vs elastomeric chains in orthodontic space closure: A systematic review and meta-analysis. En: Orthod Craniofac Res. Feb, 2018. vol. 21, no. 1, p. 12-19.

<sup>4</sup> RIBEIRO, G. L. y JACOB, H. B. Understanding the basis of space closure in Orthodontics for a more efficient orthodontic treatment. En: Dental Press J Orthod. Mar-Apr, 2016. vol. 21, no. 2, p. 115-25.

Por otro lado, se utilizan varias herramientas para alcanzar los objetivos de esta etapa: las cadenas elastoméricas y los resortes cerrados de níquel-titanio (NiTi). Los elastómeros son relativamente consistentes en la producción de movimiento dental, pero se evidencia una pérdida de fuerza inicial del 28 al 50% a las 8 horas después de la inserción de la cadena en la cavidad oral. Después de 24 h, la tasa de pérdida de fuerza inicial disminuye significativamente, pero aún se observa en las siguientes 2 a 3 semanas<sup>5</sup>. Por su parte, los resortes cerrados de NiTi, resistentes a la deformación permanente, producen fuerzas ligeras y continuas sobre un rango de activación<sup>6</sup>.

Diversas investigaciones han intentado establecer cuál de estas dos herramientas podría suponer un mejor desempeño. En este sentido, Chaudhari y Tarvade al comparar la efectividad clínica del resorte cerrado de NiTi y la cadena elastomérica en la velocidad de cierre de espacios en 40 pacientes con extracción de primeros premolares; encontraron que la retracción canina se lograba más rápidamente con los resortes de NiTi que con las cadenas elastoméricas<sup>7</sup>.

De igual manera, en un metaanálisis realizado por Mohammed et al, se expone que, aunque tanto los resortes cerrados de NiTi como las cadenas elastoméricas son

---

<sup>5</sup> KARDACH, Hubert, BIEDZIAK, Barbara, OLSZEWSKA, Aneta, GOLUSIŃSKA-KARDACH, Ewelina, SOKALSKI, Jerzy %J Advances in clinical y UNIVERSITY, experimental medicine: official organ Wroclaw Medical. The mechanical strength of orthodontic elastomeric memory chains and plastic chains: An in vitro study. 2017. vol. 26, no. 3, p. 373-378.

<sup>6</sup> ESPINAR-ESCALONA, Eduardo, LLAMAS-CARRERAS, José M, BARRERA-MORA, José M, ABALOS-LASBRUCCI, Camilo y GIL-MUR, Francisco J %J Medicina oral, patología oral y cirugía bucal. Effect of temperature on the orthodontic clinical applications of niti closed-coil springs. 2013. vol. 18, no. 4, p. e721.

<sup>7</sup> CHAUDHARI, Charushila y TARVADE, Suchita. Comparison of rate of retraction and anchorage loss using nickel titanium closed coil springs and elastomeric chain during the en-masse retraction: A clinical study. May 1, 2015, 2015. vol. 3, no. 2, p. 129-133.

sistemas eficientes de suministro de fuerza para cerrar el espacio de extracción, existe evidencia que sugiere que el resorte cerrado de NiTi produce una mayor velocidad de cierre del espacio que la cadena elastomérica<sup>8</sup>.

No obstante, según el hallazgo estadístico del estudio de Talwar y Bhat, el cierre de espacio por el resorte cerrado de NiTi puede no ser mejor o más eficiente que la cadena elastomérica y consideran que teniendo en cuenta que los resortes cerrados de NiTi son más costosos que las cadenas elastoméricas, deben considerarse como un método igualmente eficaz para el cierre del espacio<sup>9</sup>.

Por otro lado, la ortodoncia generalmente dura entre 18 y 30 meses. La maduración ósea, la disminución del recambio de minerales y el mal cumplimiento de los pacientes con las instrucciones para usar la aparatología pueden prolongar el tratamiento. Este tiempo de tratamiento adicional puede ser desalentador y puede predisponer a los pacientes a caries, recesión gingival y reabsorción radicular<sup>10</sup>. Por consiguiente, la retracción canina debe realizarse mediante una técnica que proporcione suficiente fuerza para cerrar el espacio sin afectar negativamente los tejidos óseos o periodontales. En la actualidad no existe suficiente evidencia que permita conocer cuál de las biomecánicas produce menor fricción y por lo tanto un menor tiempo durante el proceso. Por ello, se requieren estudios inicialmente in vitro

---

<sup>8</sup> Ob. Cit. MOHAMMED

<sup>9</sup> TALWAR, Aditya y BHAT, Shweta. Comparative evaluation of Nickel-Titanium closed coil spring and Elastomeric chain for canine retraction. A Randomized Clinical Trial. 2018. 70-75 p.

<sup>10</sup> CLARK, Robert L, SCHNEIDER, Monica, MAHMOUDI, Tina y BASHIRELAHI, Nasir %J General dentistry. What every dentist and patient should know about accelerated orthodontic tooth movement. 2018. vol. 66, no. 4, p. 16-20.

que ayuden a la elección del mejor método para el cierre del espacio canino con respecto a los beneficios y daños relativos, reduciendo con ello, el tiempo de tratamiento. En consecuencia, la presente investigación plantea el interrogante ¿existen diferencias entre las fuerzas friccionales generadas entre el bracket y el alambre en dos sistemas de mecánica de deslizamiento en un modelo *In vitro*?

## 2. OBJETIVOS

### 2.1 Objetivo General

Evaluar la fuerza friccional generada entre el bracket y el alambre de dos sistemas de deslizamiento mediante un modelo *In vitro*

### 2.2 Objetivos Específicos

- Determinar la fricción producida por la combinación de brackets Roth slot 0.022 más alambre de acero 0.018 y australiano 0.018 con ligadura metálica y cadeneta.
- Calcular la fricción producida por la combinación de brackets Roth slot 0.018 más alambre de acero 0.016 y australiano 0.016 con ligadura metálica y cadeneta.
- Comparar el nivel de fricción entre los sistemas empleados en el estudio

### 3. JUSTIFICACIÓN

El movimiento ortodóncico es provocado por estímulos mecánicos y se facilita por la remodelación del ligamento periodontal y del hueso alveolar, los estímulos mecánicos se traducen en actividades biológicas celulares, las cuales se ve afectada por la intensidad de la fuerza ejercida, al realizar el movimiento dental. Por lo cual, la cantidad y calidad de las fuerzas utilizadas en ortodoncia deben proporcionar comodidad al paciente.

Las malposiciones dentales y maloclusiones han supuesto un problema desde siglos atrás; los intentos para corregir esta alteración remontan a los siglos VII al IV a.C<sup>11</sup>. Las últimas décadas muestran un aumento en el número de pacientes que buscan atención ortodóncica y gracias a la incorporación de dispositivos de anclaje temporales, nuevas modalidades de imagen y la disponibilidad de datos virtuales han dado una dimensión completamente nueva a la forma de trabajar en ortodoncia<sup>12</sup>. Sin embargo, un aspecto complejo por mejorar ha sido la duración del tratamiento especialmente en casos donde es necesario extraer piezas dentales.

Los caninos tienen un papel importante en la función oral y la estética. Su posición única conecta los segmentos anterior y posterior de la arcada dental y su movimiento ortodóncico es de importancia clínica, especialmente cuando se requiere la extracción de premolares. En estos casos, los caninos pueden ser

---

<sup>11</sup> FORSHAW, R.J. Orthodontics in antiquity: myth or reality. En: British dental journal. 2016. vol. 221, no. 3, p. 137

<sup>12</sup> ALLAREDDY, V., RENGASAMY VENUGOPALAN, S., NALLIAH, R. P., CAPLIN, J. L., LEE, M. K. y ALLAREDDY, V. Orthodontics in the era of big data analytics. En: Orthod Craniofac Res. May, 2019. vol. 22 Suppl 1, p. 8-13

retraídos por mecánicas de friccionales en donde el canino se desliza a lo largo de un arco mediante la aplicación de fuerzas, produciendo con ello, fricción en la interfaz de la ligadura, el bracket y el alambre<sup>13</sup>.

Es por esto que actualmente se han realizado modificaciones a la aparatología para reducir la duración del tratamiento; como la manera de sujetar el arco a los brackets y el tipo de aleación utilizada para así ofrecer menor tiempo de tratamiento, especialmente durante las fases iniciales de alineamiento, mayor comodidad, menor fricción y menor dolor. Los Sistemas de fricción para la retracción canina tienen desventajas potenciales, tales como retraso en el movimiento dental. El aumento de la fuerza para superar este retraso determina también una pérdida de anclaje y extrusión de los incisivos.

Se debe suponer entonces, que en pacientes con extracciones de premolares se podrá reducir la fricción durante el cierre de espacios, permitiendo un mayor deslizamiento y, por tanto, reduciendo el tiempo de tratamiento. Por estos motivos, este estudio se ha efectuado con el objetivo de determinar el nivel de fricción producido por la combinación de brackets roth slot 0.022 y 0.018 con alambre de acero y australiano 0.018 y 0.016, en la retracción de caninos con retroligadura, resorte de niti y cadeneta.

---

<sup>13</sup> ABU-SHAHBA, R. y ALASSIRY, A. Comparative evaluation of the maxillary canine retraction rate and anchorage loss between two types of self-ligating brackets using sliding mechanics. En: J Orthod Sci. 2019. vol. 8, p. 3

## 4. MARCO TEÓRICO

### 4.1 Fricción

Desde el punto de vista físico, la fricción o el rozamiento que existe entre dos superficies en contacto es “la fuerza que se opone al inicio del movimiento” conocido como fuerza de *fricción estática* y “la fuerza que se opone al deslizamiento de una superficie sobre la otra cuando ya se inició el movimiento” conocido como fuerza de *fricción dinámica*, los cuales se generan debido especialmente a las imperfecciones microscópicas entre las superficies en contacto<sup>14</sup>

### 4.2 Tipos de fricción

#### 4.2.1 Fricción estática

Es una resistencia que se debe superar para poner en movimiento un cuerpo con respecto a otro que se encuentra en contacto. Sobre un cuerpo horizontalmente en reposo al que aplicamos una fuerza horizontal  $F$ , intervienen cuatro fuerzas, mientras que en un plano inclinado solo tendremos tres fuerzas a menos que haya una fuerza que tire el objeto desde abajo

#### 4.2.2 Fricción dinámica

Es una fuerza de magnitud constante o incluso que puede disminuir y que se opone al movimiento una vez que éste ya comenzó. Sobre un cuerpo en movimiento en una superficie horizontal intervienen cinco fuerzas. En un plano inclinado, tenemos un cuerpo que se desliza y que al estar en movimiento interviene el coeficiente de rozamiento dinámico, así como una fuerza de inercia que se opone al movimiento

### 4.3 Fricción en ortodoncia

La fuerza que retarda o resiste el movimiento de dos superficies en contacto, en este caso (brackets/ arco de alambre). Cuando los brackets están en contacto, emergen dos componentes de fuerzas. La fuerza friccional ( $F_f$ ) y la fuerza

---

<sup>14</sup> Lambe, T. William; Whitman, Robert V. *Mecánica de suelos*. 1972.

normal(N), donde Ff es directamente proporcional a N. todo par de superficies en contacto tiene dos coeficientes de fricción: el estático y el dinámico.<sup>6-9</sup>

#### **4.3.1 Tipos de fricción en ortodoncia**

En ortodoncia la fricción se presenta en forma de dos formas: estática que corresponde a la situación de movimiento incipiente y el dinámico cuando las superficies se deslizan entre sí.

#### **4.4 Fricción y movimiento dentario**

La aplicación de fuerzas mecánicas sobre las raíces dentarias y transmitidas sobre los tejidos periodontales empiezan una actividad remodeladora que facilita el movimiento dental a través del hueso; este mecanismo ha sido explicado mediante la hipótesis de presión-tensión, en la cual, el hueso se reabsorbe en áreas sujetas a presión y se deposita en áreas tensionadas, sin embargo, los cambios producidos en el tejido óseo involucrado no se limitan únicamente a la reabsorción y aposición, sino que están relacionados con el patrón estructural del tejido óseo alveolar, el cual responde a las fuerzas ortodónticas según su diseño estructural<sup>15</sup>

La fricción es responsable de la resistencia de deslizamiento que se observa en ortodoncia en las etapas de alineado, nivelado y cierre de espacios. 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 el uso de mecánicas más eficientes que permitan utilizar fuerzas ligeras y que estas a su vez sean óptimas para permitir el movimiento dental sin daños a las estructuras periodontales es ideal.<sup>16</sup>

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

---

<sup>15</sup> Sandy, J. R. Tooth eruption and orthodontic movement. *British dental journal*, 1992;172(4):141-149.

<sup>16</sup> Ehsani, S., Mandich, M. A., El-Bialy, T. H., & Flores-Mir, C.. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets: a systematic review. *The Angle orthodontist*, 2009;79(3) : 592-601.

menor necesidad de anclaje. 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.<sup>11</sup>

#### **4.5 Variables que afectan la resistencia friccional en la mecánica de deslizamiento**

En ortodoncia la selección del material ideal es aquel que genere la mínima resistencia friccional, sin embargo, existen muchas variables que pueden modificar la cantidad de fuerzas friccionales en casa uno de los casos.

La fricción es de naturaleza multifactorial, existen factores físicos, biológicos y mecánicos involucrados en el desempeño adecuado de los sistemas ortodonticos.<sup>17</sup>

Estudios demuestran que la resistencia friccional aumentara dependiendo del grosor del arco

Variables físicas

##### **4.5.1 Arco ortodóntico:**

- a) Material (acero inoxidable, TMA, Ni-Ti, Elgiloy, etc.)
- b) Textura superficial
- c) Forma, tamaño, sección transversal
- d) Rigidez y propiedades elásticas.
- e) Forma del arco .<sup>6-13</sup>

##### **4.5.2 Ligadura del arco al bracket**

- a) Fuerza de ligación (depende del modo de ligar y forma de la ligadura)
- b) Tipos de ligación (parcial, total)
- c) Material de ligadura (elastómero, polímero, metálica, teflón, etc.
- d) Revestimientos superficiales .<sup>6-8</sup>

---

<sup>17</sup> Moore, M. M., Harrington, E., & Rock, W. P. Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance. *The European Journal of Orthodontics*, 2004; 26(6) : 579-583.

### **4.5.3 Bracket**

- a) Material
- b) Proceso de fabricación: acero inoxidable colado o sinterizado
- c) Dimensiones y diseño del bracket
- d) Ancho y profundidad del slot
- e) Dobleces de primer orden (in out).
- f) Dobleces de segundo orden (angulación o tip)
- g) Dobleces de tercer orden (torque)
- i) Diseño del slot y del piso
- j) Prescripción
- k) Tratamiento superficial y proceso de fabricación<sup>6-8</sup>

### **4.5.4 Variables mecánicas**

- Distancia interbracket
- niveles de las ranuras entre los dientes (discrepancias de segundo orden)
- las fuerzas que se aplican<sup>6-8</sup>

### **4.5.5 Variables biológicas**

- a) Saliva
- b) Placa dental
- c) Película adquirida
- d) Corrosión.
- e) Partículas de comida.
- f) Densidad ósea, superficie radicular y oclusión<sup>18</sup>

---

<sup>18</sup> Taylor, N. G., & Ison, K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *The Angle Orthodontist*, 1996; 66(3) : 215-222.

## **4.6 Alambres en ortodoncia**

Los arcos de alambre son elementos que se aplican sobre los brackets para ejercer un determinado movimiento dentario.<sup>19</sup>

Entre las propiedades del alambre ideal tenemos la resistencia a la fractura, elasticidad, moldeabilidad, la carga deflexión, costo, resistencia a la corrosión, estética y biocompatibilidad.

### **4.6.1 Composición**

#### **a. TMA**

También denominado beta-titanio, fue introducido en 1970 por sus propiedades elásticas muy superiores a las del acero pero que permiten realizar dobleces con facilidad. La alta rugosidad superficial y la facilidad con la que se marca en forma de muescas lo hace muy poco adecuado para movimientos deslizantes. En cambio, es excepcionalmente eficaz en las fases de acabado, ya que permite grosores importantes con alto módulo elástico y dobleces de compensación de la anatomía dentaria, características que no tienen el níquel titanio o el acero

#### **b. Níquel-titanio**

Níquel-titanio (convencional, 1980 / pseudoelástico / termoelástico, 1990). Los arcos de níquel- titanio presentan una baja rigidez, tienen un gran rango de trabajo y producen fuerzas muy ligeras ya que la fuerza que se genera sobre el diente es independiente de la deflexión del alambre de ahí que se utilicen en las situaciones clínicas en las que se requiera flexibilidad y una gran memoria elástica. El principal problema de esta aleación es que produce mucha fricción. Por estas razones únicamente es adecuado cuando la posición del diente produce deformaciones plásticas en un alambre de acero del mismo grosor.

---

<sup>19</sup>Sabater, A. Pardell, M.. Fricción en arco recto. *Biomecánica básica. Revista Española de Ortodoncia*, 2003;33 (1) :65-72.

### **c. Acero**

Acero (aparecen en 1940). Los arcos de acero, especialmente aquellos con alto pulido superficial, presentan la mínima fricción posible, por lo que son los más adecuados para técnicas deslizantes. La dureza de la aleación y el tratamiento térmico al que es sometido mejoran las propiedades de fricción, siendo superiores aquellos que están preformados, estabilizados térmicamente y pasivados electrolíticamente.

### **d. Australiano**

El alambre australiano de acero inoxidable (Wallaby) se utiliza en técnicas de fuerza ligera, es un alambre altamente templado y con propiedades de elasticidad y de resistencia que le permite actuar por periodos largos sin deformarse. Las características clínicas que presenta el alambre australiano son mayor templeado que la aleación de acero inoxidable, libera fuerzas más altas que un alambre de acero inoxidable del mismo diámetro, se recomiendan en fases intermedia y finales del tratamiento ortodóncico, es ideal para nivelar la curva de Spee por su temple lo cual hace que se quiebre fácilmente. <sup>6</sup>

## **4.7 Brackets**

Dentro de las propiedades físicas y mecánicas de ortodoncia, el coeficiente de fricción depende de la rugosidad relativa del material, su vida útil, y los procesos de fabricación (pulido, tratamiento térmico). Un bracket de cerámica presenta una superficie rugosa lo que incrementa la fricción, la combinación de brackets cerámicos con arcos de acero producen una fricción de gran magnitud y si a esto se le agrega la mecánica de deslizamiento para el cierre de espacios, tendremos un alto coeficiente de fricción y una mayor reabsorción radicular, así, los brackets de cerámica con una ranura de oro-paladio mostraron valores con menos fricción en relación a los brackets de cerámica pura y metálicos convencionales, y parece ser una alternativa prometedora para resolver el problema de la fricción. Los brackets de metal presentan coeficientes de fricción más bajos que los brackets de cerámica

y de plástico, los brackets de plástico mostraron valores más bajos de fricción que los brackets de cerámica policristalina, la inserción de una ranura de metal en los brackets de cerámica han mostrado relativamente buenos resultados para reducir los niveles de Fricción estática, en relación a los brackets cerámicos puros, sin embargo, sus niveles de Fricción estática se mantuvieron superiores a los brackets de metal

#### **4.7.1 Anchura**

Se define como anchura del bracket a la distancia que presenta el slot en sentido mesiodistal. Según sea mayor o menor la distancia intrabacket, ésta presenta unas ventajas en cuanto a la fricción, a mayor anchura menor fricción. Esta incongruencia, con lo que normalmente se piensa, es debido a que clínicamente el aumento de la anchura del bracket disminuye de forma importante la longitud de arco interbacket, que puede deformarse elásticamente, y pequeñas variaciones en la posición dentaria afectan a la fricción, aumentando el ángulo crítico, creándose una deformación plástica permanente de los arcos y/o brackets que generan muescas, dificultando el

movimiento dentario. La tendencia actual es a disminuir la anchura de los puntos de apoyo del bracket, aumentando todo lo posible la distancia interbacket. Esta elección supone un aumento significativo de la flexibilidad de los arcos y, por lo tanto, de la disminución de la fuerza aplicada, aun a pesar del aumento de la fricción teórica. El aumento de la flexibilidad de los arcos dificulta la corrección de rotaciones, pero fácilmente podemos compensar este efecto utilizando dispositivos auxiliares, arcos especiales o cambiando la anchura de los brackets colocadas en los dientes que queramos controlar con más eficacia.<sup>14</sup>

#### **4.7.2 Ranura**

La ranura hace referencia a las dimensiones del slot, refiriéndose estos valores a la medida del surco en sentido vertical y horizontal. En términos de fricción podemos decir que, a mayor holgura del arco dentro de la ranura, mayor fricción por aumento del ángulo entre la ranura y el alambre. Este efecto contradice la creencia de que a

mayor holgura menor fricción. En realidad, a mayor holgura mejor comportamiento de flexibilidad de los alambres y seguridad en que no se produce bloqueo del arco por irregularidades en la superficie de éstos. El relleno completo del surco produce bloqueo del sistema. Al existir siempre holgura entre la ranura y el arco, para evitar el bloqueo del alambre, el apoyo en los brackets es en 2 puntos, por lo que la forma del bracket no tiene influencia en la fricción. Únicamente estos puntos de contacto son los responsables de que podamos tener un aumento significativo de la fricción, por lo que el borde de la ranura debe estar redondeado, pulido y endurecido, afectando estos 3 parámetros a la fricción y a las deformaciones plásticas (dobles, muescas.).

Desde los principios de la ortodoncia existe una gran polémica entre si es mejor el surco de .018 o de .022. El surco de .022 permite una deformación elástica de los alambres mayor y una disminución de la fuerza aplicada, así como una variedad de perfiles de arcos mucho más amplia; de esta forma permite adaptarse con una misma prescripción de brackets a un número mayor de maloclusiones. <sup>14</sup>

#### **4.7.3 Fabricación y material**

La fricción aumenta en los brackets cerámicos y de óxido de zirconio respecto a los metálicos, y en éstas a mayor dureza menor fricción. Los brackets de cerámica presentan bordes muy agudos y superficie de apoyo rugosas que aumentan la deformación del arco, lo que ha hecho que se intente disminuir la fricción aplicando una superficie metálica de contacto con el arco.

Como hemos indicado anteriormente, el único factor que influye en la fricción es el borde de contacto entre bracket y arco. Los brackets metálicos sometidas a procesos térmicos (colado, inyectado, sinterizado, soldado) pierden gran parte de sus características de dureza y resistencia a la corrosión. El procedimiento de fabricación, colado o inyectado produce superficies rugosas y baja dureza y aleaciones con dureza disminuida. La fabricación con procedimientos de mecanizado sin tratamientos térmicos posteriores es el método óptimo para producir superficies con la menor fricción posible. El colado o inyectado es más económico

que el mecanizado se está utilizando cada vez más en detrimento de las propiedades mecánicas del bracket.<sup>14</sup>

#### **4.8 El efecto de la fricción en el tratamiento ortodóntico**

Kapila, S y col. (1990) en Oklahoma Estados Unidos realizaron una evaluación de la fricción entre brackets de acero inoxidable y alambres de ortodoncia de cuatro alambres de aleaciones en acero. Esta investigación fue diseñada para determinar los efectos del tamaño del alambre y de la aleación en la fuerza de fricción generada entre el bracket y el alambre durante el desplazamiento de traslación in vitro. Tipos de alambre utilizados acero inoxidable, de cobalto-cromo, de níquel-titanio y titanio, alambres de varios tamaños fueron probados en brackets de acero inoxidable, en ranuras 0.018- y 0.022 pulgadas. Los alambres se ligaron con ligaduras elastoméricas. Esta investigación concluye que el níquel-titanio y titanio generan mayores cantidades de fricción que los alambres de acero inoxidable y cobalto-cromo y aumentar el tamaño de alambre en general, dio lugar aumento de la fricción.<sup>20</sup>

Pratten D, y col. (1990) en Virginia Estados Unidos estudiaron la resistencia a la fricción de los brackets de cerámica y acero inoxidable. El propósito de este estudio fue comparar, las fuerzas de fricción estática entre los brackets de acero inoxidable y de cerámica. Arcos de alambre rectangulares de nitinol y acero inoxidable eran pasados libremente a través de las ranuras de cada tipo de brackets. Este estudio los llevo a concluir que, en todas las condiciones, los brackets de acero inoxidable tenían coeficientes de fricción más bajo que los cerámicos. El alambre de acero inoxidable genera menos fricción que nitinol, y la fricción aumenta en la presencia de saliva artificial.<sup>21</sup>

---

<sup>20</sup> Kapila, S., Angolkar, P. V., Duncanson, M. G., & Nanda, R. S. Evaluation of friction between edgewise stainless-steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, .1990; 98(2) :117-126

<sup>21</sup> Pratten, D. H., Popli, K., Germane, N., & Gunsolley, J. C. Frictional resistance of ceramic and stainless-steel orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1990; 98(5): 398-403.

Bednar, J., Gruendeman G y Sandrik J L, (1991). en Chicago EE.UU Realizaron un estudio comparativo de las fuerzas de fricción entre el brackets y arcos. Utilizando un aparato diseñado para tratar de simular la situación clínica en la que la punta se desliza a lo largo del arco de alambre. El objetivo general de este estudio in vitro era simular la retracción de un canino para evaluar la resistencia a la fricción entre los arcos de alambre de acero inoxidable y brackets de acero y cerámicos con el uso de ligaduras elastómeras, acero, y la auto-ligación. Se utilizaron brackets 0.018 x 0.025 pulgadas. Los arcos de alambre utilizados fueron 0,014, 0,016, 0,018, 0,016 x 0,016, 0,016 x 0,22 pulgadas. De esta manera se permitió concluir este ensayo que el bracket de acero auto-ligado no demostró menos fricción que los brackets de acero inoxidable ligados con elásticos o ligadura de acero y los brackets de cerámica ligados con elastómeros demostraron mayor fricción cuando se compara con otras combinaciones técnica de brackets / ligación.<sup>22</sup>

Samuels, R. H. A., Rudge, S. J., & Mair, L. H. (1998). Liverpool Reino Unido realizaron un estudio en el cual compararon 3 resortes helicoidales cerrados de níquel titanio y módulos elásticos. Llegando a la conclusión que los resortes cerrados de níquel titanio produjeron un cierre de espacios más consistente que el módulo elástico. Los resortes de 150 y 200 gr producen mayor velocidad de cierre de espacio que el módulo elástico o el resorte de 100 gramos. No presento diferencias significativas entre las tasas de cierre para el 150 y los resortes 200 gramos.<sup>23</sup>

Loftus y col (1999) en Washington, EE. UU realizaron un estudio el cual tenía como objetivo probar las hipótesis que los brackets de cerámica con ranuras de acero inoxidable generan menos fricción que los brackets cerámicos convencionales. Y una cantidad similar de fricción para brackets convencional y autoligado de acero

---

<sup>22</sup> Bednar, J. R., Gruendeman, G. W., & Sandrik, J. L. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1991; 100(6): 513-522.

<sup>23</sup> Samuels, R. H. A., Rudge, S. J., & Mair, L. H. A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1998; 114(1) : 73-79.

inoxidable durante la simulación condiciones clínicas. Todos los brackets presentaban ranura de 0.022 pulgadas con alambres de 0.019 x 0.025 pulgadas de acero inoxidable, níquel titanio y beta titanio. Cada una de las 12 combinaciones de alambre fue probado 10 veces. Entre los resultados no se detectó ninguna interacción significativa entre los brackets y arcos de alambre ( $P = 0,89$ ), pero los efectos entre el brackets y arco de alambre fueron significativos ( $p < 0,001$ ). Las diferencias entre brackets convencional y autoligado de acero inoxidable y los brackets de cerámica con ranura de acero inoxidable no fueron significativas. Sin embargo, los brackets de cerámica convencionales generan fricción significativamente más alta que los otros brackets. Los arcos de alambre de beta titanio producen fuerzas ficticias más altas que los alambres de beta titanio. Pero la fricción con cada uno de los 2 alambres es similar a la de alambres de acero inoxidable.<sup>24</sup>

Cacciafesta, V y col. (2003) realizaron un estudio cuyo propósito fue medir y comparar el nivel de resistencia a la fricción generada entre brackets cerámicos convencionales (Transcend Serie 6000, 3M Unitek, Monrovia, California), con brackets cerámicos ranura de acero inoxidable (Claridad, 3M Unitek), brackets de acero inoxidable convencionales (Victory Series, 3M Unitek), y 3 diferentes aleaciones de alambre de ortodoncia: acero inoxidable (acero inoxidable, SDS ORMCO, Glendora, California), nickel titanio (Ni-Ti, SDS Ormco), y beta-titanio (TMA, SDS Ormco). Todos los brackets tenían una ranura de 0,022 pulgadas, y se pusieron a prueba 3 secciones de alambre diferentes: 0.016, 0,017 x 0,025, y 0,019x 0,025. Cada una de las 27 combinaciones de brackets- arco de alambre se probó 10 veces, y cada prueba se realizó con un nuevo Bracket-alambre. La fricción estática y cinética se midió en un aparato especialmente diseñado. Como resultado

---

<sup>24</sup> Loftus, B. P., Ârtun, J., Nicholls, J. I., Alonzo, T. A., & Stoner, J. A. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 1999; 116(3): 336-345.

obtuvieron que los brackets cerámicos con ranuras metálicas generan significativamente menor fuerza de fricción que los brackets cerámicos convencionales, pero valores más altos que los brackets de acero inoxidable. Los arcos de beta-titanio tuvieron mayor fricción que arcos de alambre de acero y níquel-titanio inoxidable. No se encontraron diferencias significativas entre el acero inoxidable y los arcos de alambre de níquel-titanio.<sup>25</sup>

Hain, M, Dhopatkar, A, & Rock, P. (2003). Birmingham, Reino Unido Este estudio in vitro investigó el efecto del método de la ligadura en la fricción además de evaluar la eficacia de los nuevos módulos elastoméricos TP Orthodontics (La Porte, Indiana). Slick módulos se compararon con nonslick regulares módulos, ligaduras de acero inoxidable, y el sistema bracket de autoligado (Strite Industrias, Cambridge, Ontario, Canadá). El efecto del uso de módulos Slik con cerámica reforzada de metal (Claridad, 3M Unitek, También se examinó Monrovia, California) y los brackets mini (miniTwin, 3M Unitek). Los resultados mostraron que, teniendo en cuenta el movimiento de los dientes a lo largo del arco de alambre de 0.019 x 0.025 de acero inoxidable, pulido los módulos pueden reducir la fricción estática en la interfaz del módulo / arco de alambre hasta en un 60%, independientemente del sistema de brackets. Los brackets de autoligado producía fricción más bajo en comparación con los otros 3 sistemas de brackets probados cuando se utilizaron módulos regulares.<sup>26</sup>

Sueri, M. Y, & Turk, T. (2006). En Samsun, Turquía evaluaron los efectos de las retroligaduras sobre la distalización canina durante la etapa de nivelación y alineación y compararon la eficacia de las retroligaduras con el resorte de NiTi

---

<sup>25</sup> Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., Scribante, A., Klersy, C., & Auricchio, F. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2003; 124(4): 403-409.

<sup>26</sup> Hain, M., Dhopatkar, A., & Rock, P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 2003; 123(4): 416-422.

superelástico helicoidal cerrado. 15 pacientes fueron incluidos en este estudio los cuales tenían tratamiento de ortodoncia con indicación de extracción de los primeros premolares para resolver el apiñamiento en los arcos superiores y / o inferiores. Se utilizaron brackets acero inoxidable Roth (0,022 pulgadas). Concluyendo que las retroligaduras son eficaces para la distalización del canino, con movimientos lentos, pero obteniendo mayor control para los planos sagital, vertical y trasversal.<sup>27</sup>

Bokas, J., & Woods, M. (2006). Realizaron un estudio donde su objetivo fue comparar las tasas de retracción canino superior y pérdida de anclaje en molares utilizando resortes de NiTi o cadenas elastoméricas con la mecánica de canto. El cierre del espacio y el movimiento hacia adelante de los primeros molares superiores se evaluaron usando impresiones maxilares, que fueron tomadas antes del inicio de la retracción canina y luego a intervalos de 28 días hasta que la retracción canina fue casi completa. Concluyendo que las tasas de cierre de espacios y la pérdida de anclaje molar ya sea utilizando resortes de NiTi o cadenas elastoméricas, son similares.<sup>28</sup>

Kumar, Y. M., Ravindran, N. S., & Balasubramaniam, M. R. (2009) Sullia India realizaron un estudio con el objetivo de valorar y comparar la magnitud y dirección del desplazamiento inicial del canino producido por cuatro diferentes resortes para su retracción con un modelo experimental. Utilizando brackets 0,018 pulgadas Roth ajustado. El canino fue sometido a cargas de 4 oz, 5 oz y 6 onzas, aplicadas por cuatro diferentes resortes de retracción canina: el helicoidal, helicoidal abierto, resorte PG, y el resorte de retracción T-loop. La magnitud y la dirección del desplazamiento inicial del canino fueron estudiadas mediante interferometría de doble exposición. Concluyendo que el resorte PG produjo el desplazamiento inicial

---

<sup>27</sup> Sueri, M. Y., & Turk, T. Effectiveness of laceback ligatures on maxillary canine retraction. *The Angle orthodontist*, 2006;76(6): 1010-1014.

<sup>28</sup> Bokas, J., & Woods, M. A clinical comparison between nickel titanium springs and elastomeric chains. *Australian orthodontic journal*, 2006; 22(1), 39.

más alto entre los sistemas de fuerzas utilizadas, seguidas de resorte abierto, resorte cerrado, y T-loop. El muelle PG puede ser preferido sobre otros resortes cada vez que se necesario una mayor magnitud de desplazamiento.<sup>29</sup>

Montoya Y, y col. (2009). Medellín Colombia Evaluaron de la fricción en arcos ortodóncicos de acero inoxidable con y sin recubrimiento vítreo aplicado por el método sol-gel. El propósito de este estudio in vitro fue comparar la fuerza de fricción estática y dinámica generada entre brackets y alambres de acero inoxidable con y sin recubrimiento vítreo aplicado por el método Sol-Gel, en alambres de acero inoxidable (0,016 x 0,016”) y ligaduras elásticas. La fuerza friccional fue evaluada utilizando una máquina de pruebas Testresources® en medio seco. Ellos pueden concluir en este estudio que los recubrimientos evaluados no mostraron mejor comportamiento friccional sobre brackets de acero inoxidable cuando son comparados con el grupo control.<sup>30</sup>

Mezomo, M., y col. (2011). Tenían como objetivo general medir el cierre del espacio durante la retracción de los caninos permanentes superiores con brackets de autoligado y convencionales realizados en modelos de estudio. Los investigadores valoraron la cantidad de movimiento y la rotación de los caninos, así como la pérdida de anclaje de los primeros molares superiores. Entre los resultados encontraron que no hubo diferencias entre los brackets de auto-ligado y brackets convencionales en cuanto al movimiento distal de los caninos superiores y el movimiento mesial de los

---

<sup>29</sup> Kumar, Y. M., Ravindran, N. S., & Balasubramaniam, M. R. Holographic analysis of the initial canine displacement produced by four different retraction springs. *The Angle Orthodontist*, 2009; 79(2): 368-372.

<sup>30</sup> Valencia Álvarez, J. A., Montoya Goez, Y., Peláez Vargas, A., Jaramillo Vallejo, P. M., & García, C. G. Friction evaluation in stainless steel arches with and without glass coating using the Sol-Gel method. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, 2009; 20(2): 161-170.

primeros molares. Las rotaciones de los caninos superiores se reducen al mínimo con los brackets de auto-ligado).<sup>31</sup>

Carneiro y col. (2011) realizaron un estudio cuyo objetivo fue comparar resistencia a la fricción obtenida por ligaduras elastoméricas de baja fricción con ligaduras convencionales en presencia de saliva artificial, y observar si esta variable ha cambiado después de 21 días. Se evaluaron tres tipos de ligaduras elastoméricas: una ligadura de baja fricción, Súper Slick®, y dos ligaduras convencionales TP y Unitek®, formando tres grupos experimentales de acuerdo con el tipo de ligadura y un grupo control. Los valores obtenidos de fricción entre el bracket / alambre / ligadura fueron medidos usando una máquina de pruebas universales a una velocidad de 20 mm / minuto, en dos intervalos de tiempo T0 y T1 como resultados encontraron que las ligaduras convencionales Unitek® y la ligadura de baja fricción (Super Slick) mostraron los valores más bajos de fricción en T0. Sin embargo después de 21 días (T1), las ligaduras Unitek® convencionales presentan el valor más bajo. Todos los grupos evaluados desde T0 a T1 mostraron una reducción cuantitativa de los valores de fricción, lo que sugiere que el tiempo, el calor y la humedad pueden causar la degradación elástico, sin embargo, esto no se verificó estadísticamente.<sup>32</sup>

Rhee J y col. (2011) Seul, Korea realizaron Una comparación entre la fricción y mecánica sin fricción con un nuevo sistema de simulación tipodonto. Este estudio fue diseñado para explorar las diferencias entre la fricción y la mecánica sin fricción en la retracción de caninos con el uso de un nuevo sistema de simulación tipodonto, diseñado para observar todo el proceso de movimiento de los dientes y se compone

---

<sup>31</sup> Mezomo, M., de Lima, E. S., de Menezes, L. M., Weissheimer, A., & Allgayer, S. Maxillary canine retraction with self-ligating and conventional brackets: A randomized clinical trial. *The Angle orthodontist*, 2011; 81(2) : 292-297.

<sup>32</sup> Cunha, A. C. D., Marquezan, M., Freitas, A. O. A. D., & Nojima, L. I. Frictional resistance of orthodontic wires tied with 3 types of elastomeric ligatures. *Brazilian oral research*, 2011; 25(6): 526-530.

de 3 partes: una temperatura, sistema de regulación, los dientes electrothermodynamic, y un componente de hueso alveolar artificial. La eficiencia de la retracción de canino superior se comparó con la mecánica de deslizamiento a lo largo de un arco acero inoxidable 0.016 × 0.022 y níquel-titanio y un resorte de retracción canina. Obteniendo a la conclusión que mecánica friccional y sin fricción funcionan de manera similar.<sup>33</sup>

Husain N, Kumar A. (2011) Gulbarga, India La resistencia de fricción entre soportes y de arcos ortodóncicos: un estudio in vitro. El propósito de esta investigación fue determinar la resistencia a la fricción cinética ofrecido por el acero inoxidable y el soporte de titanio utilizado en combinación con alambre de acero inoxidable rectangular durante el desplazamiento de traslación in vitro de los soportes. Soportes fueron movidos a lo largo del alambre por medio de una máquina de ensayo universal Instron (1101) y las fuerzas se midieron por una célula de carga. Todos los valores se registraron en Newtons y luego se convierten en gramos. Para cada combinación de arco de alambre / soporte se tomaron tres lecturas bajo condiciones húmedas y secas y también con ligadura de acero inoxidable y módulos elastoméricos. En conclusión, la fuerza de fricción es inversamente proporcional a la anchura del soporte, y en el estado húmedo fueron mayores que en el estado seco para todo arco de alambre a las combinaciones del soporte. Por lo tanto, es necesaria una mayor fuerza aplicada para mover un diente con una combinación de soporte de arco de alambre que demuestra altas magnitudes de fricción en comparación con uno con un valor de fricción baja.<sup>34</sup>

Vieira V y col (2014). Paraná, Brasil Comparación de la resistencia de fricción entre autoligado y soportes convencionales atadas con ligadura elastomérica y en metal

---

<sup>33</sup> Rhee, J. N., Chun, Y. S., & Row, J. A comparison between friction and frictionless mechanics with a new typodont simulation system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2001; 119(3): 292-299.

<sup>34</sup> Husain, N., & Kumar, A. Frictional Resistance between Orthodontic Brackets and Archwire: An in vitro Study. *The journal of contemporary dental practice*, 2011; 12(2): 91-99.

en los arcos de alambre de ortodoncia. El objetivo general de este estudio era Comparar la resistencia de fricción entre la auto-ligado y soportes convencionales ligados a diferentes tipos de alambre. 0.016- en alambre de NiTi, 0,016 x 0,021 en alambre de NiTi y 0.019 x 0.025 en alambre de acero. Soportes fueron montados en un aparato especial, colocado a 90 grados en relación al cable y probado en do angulaciones. Esta prueba llega a la conclusión que la fricción fue influenciada no sólo por el tipo de soporte, sino también por los sistemas de ligadura.<sup>35</sup>

Dixon y col en (2014) relazaron un estudio para comparar las tasas de cierre de espacios de ortodoncia: utilizando ligaduras activas, PowerChain y los resortes de níquel titanio. Espacio presente con calibradores Vernier. Entre los resultados la media de las tasas de cierre de espacios eran 0,35 mm / mes para ligaduras activas, 0,58 mm / mes para PowerChain, y 0.81 mm / mes para los resortes de NiTi. Este estudio revela que los resortes de NiTi produce una tasa de cierre de espacios más rápida que las ligaduras activas. No hubo efecto de los elásticos en la etapa de cierre de espacios. Por lo que concluyeron que los resortes de NiTi producen una mayor una tasa de cierre de espacios y puede considerarse el tratamiento de elección. Sin embargo, PowerChain ofrece una opción de tratamiento más económico y eficaz. El uso de elásticos inter-arco no parece influir en el cierre de espacios.<sup>36</sup>

Pasha A, y col (2015). La comparación de fricción generada por un nuevo soporte de cerámica con la convencional Soportes que utilizan el sistema no convencional y convencional ligadura y la auto-ligado: un estudio in vitro. Este estudio se realizó para analizar y comparar las fuerzas de fricción generada por un soporte de nueva

---

<sup>35</sup> Leite, V. V., Lopes, M. B., Gonini Júnior, A., Almeida, M. R. D., Moura, S. K., & Almeida, R. R. D. Comparison of frictional resistance between self-ligating and conventional brackets tied with elastomeric and metal ligature in orthodontic archwires. *Dental press journal of orthodontics*, 2014; 19(3): 114-119.

<sup>36</sup> DIXON, V., et al. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. *Journal of orthodontics*, 2014; 23

cerámica con el convencional, (metal y cerámica) soportes con poco convencionales y el sistema de ligadura convencional, y la auto-ligación en la condición seca. Los alambres de alineación y la retracción utilizados, 0.014 "de níquel y titanio (NiTi) alambres y 0,019" x 0,025 " SS, respectivamente. Una máquina de prueba de fuerza universal fue usada para medir la fricción producida entre los diferentes soportes, arcos, y la combinación de ligadura. El presente estudio se llegó a la conclusión de que la SS SLB producido como mínimo la fricción entre todos los grupos. Usando el arco de alambre y método de la ligación, la fuerza de fricción observó en la claridad avanzada soporte y la cerámica convencional con soporte de la ranura de metal eran casi similar; pero la menor resistencia se determinó en SS CB utilizando tanto la ligadura (CEL y el UEL) del sistema.<sup>37</sup>

Abbas N H, y col (2016) El Cairo, Egipto Evaluaron la corticotomía-facilitado ortodoncia y piezocision en rápida retracción canina. El objetivo general de este estudio fue evaluar la eficacia de la ortodoncia corticotomía-facilitado y posición en una rápida retracción canina. El plan de tratamiento sugerido era la extracción de los primeros premolares superiores con retracción canino posterior. Se eligió al azar el arco para el tratamiento con corticotomía, y en el segundo grupo el tratamiento piezocision. Los lados contralaterales de ambos grupos sirvieron como los controles. La retracción canina se inició bilateralmente con resortes de níquel-titanio que se aplicaron 150 g de fuerza en cada lado. En conclusión, la ortodoncia facilitada con corticotomía y piezocision son modalidades de tratamiento eficaces para la aceleración de la retracción canina.<sup>38</sup>

---

<sup>37</sup> Pasha, A., Vishwakarma, S., Narayan, A., Vinay, K., Shetty, S. V., & Roy, P. P. Comparison of Frictional Forces Generated by a New Ceramic Bracket with the Conventional Brackets using Unconventional and Conventional Ligation System and the Self-ligating Brackets: An In Vitro Study. *Journal of international oral health: JIOH*, 2015;7(9): 108.

<sup>38</sup> Abbas, N. H., Sabet, N. E., & Hassan, I. T. Evaluation of corticotomy-facilitated orthodontics and piezocision in rapid canine retraction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2016; 149(4): 473-480.

Sukhy R, col. (2016) Uttar Pradesh, India quien realizó un estudio comparativo de la resistencia a la fricción durante la retracción canino simulado en el modelo tipodonto. Este estudio se llevó a cabo con el objetivo de evaluar el efecto de diferentes soportes de arco de alambre-ligadura combinaciones de "resistencia al deslizamiento" durante la retracción canino. Permitiendo esta investigación concluir que Los brackets cerámicos con ranura metálica y arcos de alambre recubiertas de teflón parece ser una buena alternativa a los soportes convencionales de acero inoxidable y los arcos de alambre en el cierre de espacios con deslizamiento mecánica en pacientes con exigencias estéticas.<sup>39</sup>

---

<sup>39</sup> Sukh, R., Singh, G. K., Tandon, P., Singh, G. P., & Singh, A. A comparative study of frictional resistance during simulated canine retraction on typodont model. *Journal of orthodontic science*, 2013; 2(2): 61.

## **5. MATERIALES Y MÉTODOS**

### **5.1 Tipo de estudio.**

Se realizó un estudio experimental *In vitro*.

### **5.2 Muestra.**

El estudio estuvo dividido en dos grupos, el grupo I y II, conformados por los brackets (GAC, Islandia, New York) de slot 0.018 y 0.022, respectivamente. Cada uno de los cuales se subdividió en dos categorías (retroligadura y cadeneta elastomérica de segunda generación), probando en cada una un alambre en acero inoxidable y en australiano de calibre 0.016 para los brackets de slot 0.018 y 0.018 para los de slot 0.022. Se realizaron 80 mediciones.

### **5.3 Criterios de Selección**

#### **5.3.1 Criterios de inclusión**

##### **Para los alambres**

- Alambre de Acero 0.018 American Orthodontics
- Alambre Australiano 0.018 American Orthodontics
- Alambre de Acero 0.016 American Orthodontics
- Alambre Australiano 0.016 American Orthodontics

##### **Para los brackets**

- Brackets Roth Slot 0.022 American Orthodontics de canino superior derecho

- Brackets Roth Slot 0.018 American Orthodontics de canino superior derecho

### 5.3.2 Criterios de exclusión

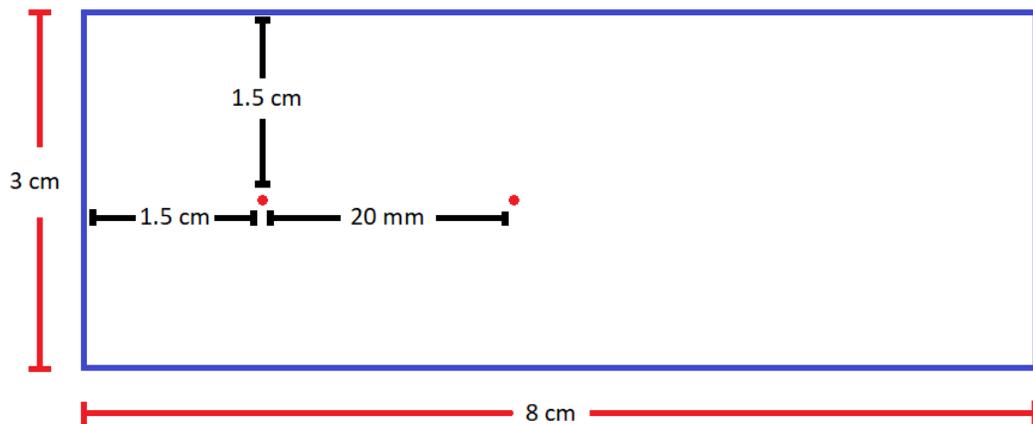
- Brackets con defectos evidentes
- Alambres con Torsión

## 5.4 Recolección de la información.

### 5.4.1 Sistema base

Para la adaptación de los brackets en cada grupo, se utilizó una base acrílica cuyas dimensiones fueron: Largo= 8cm, Anchura= 3cm (Ilustración 1). Los tubos eran cementados a 1.5cm del borde superior y anterior de la placa metálica rectangular. El bracket del canino era colocado a 2cm distal a la entrada mesial del tubo y en línea recta (Ilustración 2).

Ilustración 1. Dimensiones de la placa base del sistema para la ejecución de la prueba de fricción



*Fuente: propia*

Ilustración 2. Disposición del tubo y el bracket en la placa base del sistema para la fricción



*Fuente: propia*

El número de evaluaciones fue de 10 por cada grupo. El rango de movimiento entre 10mm por minuto. Se utilizó la máquina universal de pruebas mecánicas Shimadzu para deslizar el arco a lo largo de los brackets, grabando así las fuerzas friccionales formadas. Los resultados se enviaron al disco duro de la computadora del equipo Shimadzu (EZ-TEST EZ-S, No. 346-54909-33, Shimadzu Corp. ®) (Ilustración 3). Las mediciones fueron realizadas por un solo operador en 3 sesiones.

Se usaron instrumentos de medición estandarizados, soportados en la literatura para obtener la información del estudio; a partir de aquí se realizó la medición y la prueba piloto.

Para la recolección de los datos se seleccionó la muestra de materiales según los criterios de inclusión y exclusión. Los dos (2) grupos se conformaron clasificándolos según el bracket Roth slot 0.022 y slot 0.018, con alambre de acero y alambre australiano 0.018 y 0.016 redondo, en la retracción de caninos con retroligadura y cadenta (fuerza de 150g, medida con calibrador), casa comercial American Orthodontics.

Ilustración 3. Texturómetro utilizado para las mediciones [Shimadzu (EZ-TEST EZ-S, No. 346-54909-33, Shimadzu Corp. ®)]



*Fuente: propia*

## 5.5 Operacionalización de variables

VARIABLE	DEFINICIÓN	TIPO DE VARIABLE	ESCALA	UNIDAD DE MEDICIÓN
Fricción	Fuerza que se opone a un movimiento cuando un objeto se mueve tangencialmente contra otro	Cuantitativa	Razón	Newton (N)
Slot	Espacio del bracket (vertical) en el que se inserta el alambre ortodóntico	Cualitativo	Nominal	Slot 0.022 Slot 0.018
Sistema de ligado	Conjunto de elementos para mantener el alambre en el bracket	Cualitativo	Nominal	Ligadura metálica Cadeneta
Alambre	Filamento metálico de espesor variable usado para el desplazamiento dental	Cualitativa	Nominal	Acero Australiano

## 5.6 Análisis estadístico

Los datos se registraron en una hoja de cálculo en Excel 2019 (Microsoft Office 2016, EE. UU.) en donde fueron depurados y organizados. Para el estudio estadístico se utilizó la media, desviación estándar, el error estándar de la media y los intervalos de confianza en el análisis descriptivo. Con base en la normalidad de los datos determinada por la prueba Shapiro Willk, se empleó la prueba T- student para la comparar la fricción resultante entre los diferentes sistemas evaluados. Todos los análisis se realizarán con el software estadístico SPSS v21 (IBM.Inc EEUU) teniendo en cuenta una significancia estadística de  $p < 0.05$ .

## **5.7 Consideraciones éticas**

Teniendo en cuenta lo establecido en la Resolución 008430 de 1993 del ministerio de salud de Colombia, en el cual el título IV de la bioseguridad de las investigaciones refiere que se debe tener en cuenta el artículo 63 y 64 que consiste en contar con las instalaciones y equipo de laboratorio de acuerdo con las normas técnicas, que al efecto emita este ministerio. La presente investigación no representa riesgo alguno.

## 6. RESULTADOS

En el presente estudio se comparó la fricción resultante de diversos sistemas de deslizamiento del alambre a través de los brackets. De acuerdo con ello, el sistema que mayor fricción presentó fue en el que se utilizaron bracket de slot 0.022 con alambre de acero australiano y cadeneta, mostrando una media de fricción de 1,61 N (DE= 0,188 N). A este grupo le sigue el sistema de brackets slot 0,018 con alambre en acero australiano y ligadura metálica, presentando una media de fricción de 1,58 N (DE= 0,12N).

Por otro lado, los dos sistemas con menor fricción durante el desplazamiento fueron el grupo de brackets de slot 0.022 y 0.018 con alambre en acero (0,018 y 0,016) y ligadura metálica. Estos sistemas evidenciaron una media de fricción de 0,75 N (DE= 0,167N) y 0,772 N (DE=0,07 N), respectivamente. (Tabla 1)

Tabla 1. Fricción ejercida por los sistemas evaluados

	Grupo	Min	Max	Media	DE	EE media	IC95% Inf	IC95% Sup
1	S18_ACE_16_CAD	0,955	1,565	1,197	0,221	0,0698	1,039	1,355
2	S18_AUS_16_CAD	0,908	1,738	1,396	0,252	0,0796	1,216	1,576
3	S18_ACE_16_LIG	0,408	1,020	0,757	0,167	0,0529	0,638	0,877
4	S18_AUS_16_LIG	0,880	1,350	1,083	0,150	0,0475	0,976	1,191
5	S22_ACE_18_CAD	0,700	1,638	1,249	0,293	0,0925	1,039	1,458
6	S22_AUS_18_CAD	1,193	1,875	1,616	0,188	0,0595	1,482	1,751
7	S22_ACE_18_LIG	0,685	0,908	0,772	0,079	0,0250	0,716	0,829
8	S22_AUS_18_LIG	1,420	1,783	1,586	0,125	0,0395	1,496	1,675

S: slot 18 o 22. ACE: acero. AUS: australiano. Calibre del alambre: 16 y 18. Sistema de retracción: cadeneta y ligadura. Min: mínimo. Max: Máximo. DE: desviación estándar. EE media: error estándar de la media. IC95% inf: intervalo de confianza inferior. IC95% Sup: intervalo de confianza superior.

Al realizar el análisis comparativo entre la fricción resultante en los sistemas que utilizaron brackets de slot 0,018, se hallaron diferencias significativas entre los que emplearon cadenas y ligadura, mostrando que el uso de cadena generó siempre mayor fricción que la ligadura ( $p < 0,005$ ). Además, se obtuvo significancia estadística al comparar el sistema de ligadura con los dos tipos de alambre, revelando que la combinación de alambre de acero y ligadura presentó menor fricción al compararlo con la combinación de alambre australiano y ligadura ( $p = 0,000$ ). No se hallaron diferencias estadísticas al comparar los dos tipos de alambre evaluados con el sistema de cadenas ( $p = 0,076$ ) (Tabla 2).

Tabla 2. Análisis comparativo de los sistemas de deslizamiento con brackets slot 0,018

	Grupo	Media	DE	Diferencia	Valor p
1	S18_ACE_16_CAD	1,197	0,221		
2	S18_AUS_16_CAD	1,396	0,252	0,199	0,076
1	S18_ACE_16_CAD	1,197	0,221		
3	S18_ACE_16_LIG	0,757	0,167	0,440	<b>0,000*</b>
2	S18_AUS_16_CAD	1,396	0,252		
4	S18_AUS_16_LIG	1,083	0,150	0,313	<b>0,003*</b>
3	S18_ACE_16_LIG	0,757	0,167		
4	S18_AUS_16_LIG	1,083	0,150	0,326	<b>0,000*</b>

S: slot 18 o 22. ACE: acero. AUS: australiano. Calibre del alambre: 16 y 18. Sistema de retracción: cadena y ligadura. DE: desviación estándar. \* significancia estadística. Prueba estadística empleada: t-student

Por otro lado, al realizar la comparación entre los sistemas que emplearon brackets slot 0,022; sólo no se encontraron diferencias significativas al comparar el sistema con ligadura y cadena ( $p = 0,67$ ). Se halló que el acero genera menor fricción que el alambre australiano usando cadenas ( $p = 0,004$ ), que la combinación acero-

ligadura es menos friccional que el acero-cadeneta ( $p=0,001$ ) y que el acero-ligadura se resiste menos al desplazamiento que la combinación australiano-ligadura ( $p=0,000$ ) (Tabla 3).

Tabla 3. Análisis comparativo de los sistemas de retracción con brackets slot 0,022

	Grupo	Media	DE	Diferencia	Valor p
5	S22_ACE_18_CAD	1,249	0,293		
6	S22_AUS_18_CAD	1,616	0,188	0,368	<b>0,004*</b>
5	S22_ACE_18_CAD	1,249	0,293		
7	S22_ACE_18_LIG	0,772	0,079	0,476	<b>0,001*</b>
6	S22_AUS_18_CAD	1,616	0,188		
8	S22_AUS_18_LIG	1,586	0,125	0,031	0,672
7	S22_ACE_18_LIG	0,772	0,079		
8	S22_AUS_18_LIG	1,586	0,125	0,813	<b>0,000*</b>

S: slot 18 o 22. ACE: acero. AUS: australiano. Calibre del alambre: 16 y 18. Sistema de retracción: cadeneta y ligadura. DE: desviación estándar. \* significancia estadística. Prueba estadística empleada: t-student

Finalmente, al comparar los sistemas entre los dos tipos de slot empleados, se halló en general que existe menor fricción en los sistemas que emplean brackets de slot 0,018 comparados con los de slot 0,022. En este sentido, se encontraron diferencias significativas en los sistemas con cadenetitas ( $p=0,04$ ) y ligaduras empleando acero australiano ( $0,000$ ) (Tabla 4).

Tabla 4. Comparación de los sistemas friccionales empleando brackets slot 0,018 vs slot 0,022

	<b>Grupo</b>	<b>Media</b>	<b>DE</b>	<b>Diferencia</b>	<b>Valor p</b>
1	S18_ACE_16_CAD	1,197	0,221		
5	S22_ACE_18_CAD	1,249	0,293	0,051	0,664
2	S18_AUS_16_CAD	1,396	0,252		
6	S22_AUS_18_CAD	1,616	0,188	0,220	<b>0,040*</b>
3	S18_ACE_16_LIG	0,757	0,167		
7	S22_ACE_18_LIG	0,772	0,079	0,015	0,801
4	S18_AUS_16_LIG	1,083	0,150		
8	S22_AUS_18_LIG	1,586	0,125	0,502	<b>0,000*</b>

S: slot 18 o 22. ACE: acero. AUS: australiano. Calibre del alambre: 16 y 18. Sistema de retracción: cadeneta y ligadura. DE: desviación estándar. \* significancia estadística. Prueba estadística empleada: t-student

## 7. DISCUSIÓN

En ortodoncia, la resistencia a la fricción representa un hecho importante debido a su capacidad para alterar el movimiento dental. Por lo general, se necesitan mayores fuerzas para mover los dientes con sus consecuentes resultados. La fricción en este ámbito está relacionada con la mecánica de deslizamiento de un arco cuando se mueve a través del slot de los brackets<sup>40</sup>. Desde una perspectiva clínica, el objetivo de la mecánica ortodóntica con deslizamiento es mantener la fuerza de fricción lo más baja posible y predominantemente durante el cierre de espacios en donde se requiere de un arco que tenga la rigidez suficiente para evitar su distorsión y posterior inclinación de los dientes adyacentes hacia el espacio. Por esta razón, se realiza normalmente en arcos en acero inoxidable<sup>41</sup>.

En el presente estudio se halló diferencia estadística al emplear alambres de acero inoxidable y de australiano con diámetro de 0,018 en brackets de slot 0,022, mostrando que existe menor fricción al utilizar alambre en acero inoxidable que el australiano. Estos hallazgos coinciden con los encontrados por Sunda y cols<sup>42</sup>, los cuales evaluaron estas mismas condiciones. No obstante, en el estudio realizado

---

<sup>40</sup> SRIDHARAN, K., SANDBHOR, S., RAJASEKARAN, U. B., SAM, G., RAMEES, M. M. y ABRAHAM, E. A. An in vitro Evaluation of Friction Characteristics of Conventional Stainless Steel and Self-ligating Stainless Steel Brackets with different Dimensions of Archwires in Various Bracket-archwire Combination. En: J Contemp Dent Pract. Aug 1, 2017. vol. 18, no. 8, p. 660-664

<sup>41</sup> KUMAR, D., DUA, V., MANGLA, R., SOLANKI, R., SOLANKI, M. y SHARMA, R. Frictional force released during sliding mechanics in nonconventional elastomerics and self-ligation: An in vitro comparative study. En: Indian J Dent. Apr-Jun, 2016. vol. 7, no. 2, p. 60-5

<sup>42</sup> SUNDA, S., MIGLANI, A., KUMAR, R. R., PANGHAL, V., KHANNA, P. y ARORA, N. Comparison of Frictional Resistance in Conventional Brackets with Different Stainless Steel Wires. En: J Contemp Dent Pract. Sep 1, 2018. vol. 19, no. 9, p. 1135-1139

por Acharya y Jayade<sup>43</sup>, se obtuvieron datos opuestos, mostrando una mayor fricción con los arcos en acero que con los australianos. Esta diferencia podría atribuirse a las marcas empleadas y a la metodología de cada estudio.

Por otro lado, en la técnica de arco recto, los brackets están preprogramados con información de primer, segundo y tercer orden, que se expresa gracias a la interacción entre el arco y el slot, en función de sus respectivas geometrías y tamaños. Cuando se inserta un arco de menor tamaño en un slot puede girar en sentido horario o antihorario. El ángulo de libertad del arco dentro de la ranura del bracket se conoce como "juego", y aumenta a medida que la diferencia de tamaño entre el arco y el slot es mayor<sup>44</sup>. En los resultados obtenidos en esta investigación, se encontró que independientemente del juego dado entre los arcos y el slot del bracket, el método de ligado ejerce un efecto determinante en la fricción generada en el sistema. Sin embargo, se encontró que en general el sistema con bracket slot 0,022 y alambre 0,018 presentó mayor fricción que en el sistema de slot 0,018 con alambre 0,016, aun cuando existe menor juego en este último. Esto podría deberse a que el alambre 0,018 presenta una mayor superficie de contacto, condición determinante en términos de fricción clásica. Esto coincide con lo reportado por Fourie y cols<sup>45</sup> quienes hallaron que las áreas de contacto por el aumento en el tamaño o área de superficie del arco provoca un aumento del coeficiente de fricción.

---

<sup>43</sup> ACHARYA, K Anuradha y JAYADE, VP Metallurgical properties of stainless steel orthodontic archwires: a comparative study. En: J Trends Biomater Artif Organs. 2005. vol. 18, no. 2, p. 125-36.

<sup>44</sup> ARREGHINI, A., LOMBARDO, L., MOLLICA, F. y SICILIANI, G. Torque expression capacity of 0.018 and 0.022 bracket slots by changing archwire material and cross section. En: Prog Orthod. Sep 25, 2014. vol. 15, p. 53

<sup>45</sup> FOURIE, Z., OZCAN, M. y SANDHAM, A. Effect of dental arch convexity and type of archwire on frictional forces. En: Am J Orthod Dentofacial Orthop. Jul, 2009. vol. 136, no. 1, p. 14 e1-7; discussion 14-5.

La limitación principal de la presente investigación es la mostrada típicamente por los estudios in vitro, en donde las condiciones in vivo podrían variar debido a la existencia de otras variables. En el caso específico de la fricción, se conoce que no sólo es afectada por el diámetro del alambre, la composición de su aleación, el material del bracket y el método de ligadura; sino también por las condiciones biológicas como saliva, placa bacteriana, temperatura, etc<sup>46</sup>. Sin embargo, el propósito de la presente fue proporcionar una idea de la fricción clásica del complejo alambre-bracket durante la retracción canina. Además, la configuración de los criterios de selección, la estandarización de los procesos y el tamaño de la muestra le confieren confiabilidad.

---

<sup>46</sup> PRASHANT, P. S., NANDAN, H. y GOPALAKRISHNAN, M. Friction in orthodontics. En: J Pharm Bioallied Sci. Aug, 2015. vol. 7, no. Suppl 2, p. S334-8

## **8. CONCLUSIÓN**

Con base en los hallazgos obtenidos en el presente documento, se puede inferir que cuando se requiera evitar una mayor fricción durante la biomecánica friccional se podría emplear alguno de los sistemas de brackets de slot 0,018 o 0,022 con arco en acero inoxidable 0,016 y 0,018, respectivamente y un método de ligado con ligadura en acero inoxidable.

## 9. RECOMENDACIONES

Se recomiendan para futuras investigaciones:

- La inclusión de otros tipos de alambres con diversas secciones transversales y materiales diferentes
- Considerar adicionar otros parámetros como la fricción estática y la utilización de sustancias lubricantes que ayuden a evocar algunas de las condiciones *in vivo*.

## BIBLIOGRAFÍA

ABBAS, N. H., SABET, N. E., & HASSAN, I. T. Evaluation of corticotomy-facilitated orthodontics and piezocision in rapid canine retraction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2016; 149(4): 473-480.

ABU-SHAHBA, R. y ALASSIRY, A. Comparative evaluation of the maxillary canine retraction rate and anchorage loss between two types of self-ligating brackets using sliding mechanics. En: J Orthod Sci. 2019. vol. 8, p. 3

ACHARYA, K Anuradha y JAYADE, VP Metallurgical properties of stainless steel orthodontic archwires: a comparative study. En: J Trends Biomater Artif Organs. 2005. vol. 18, no. 2, p. 125-36.

ALLAREDDY, V., RENGASAMY VENUGOPALAN, S., NALLIAH, R. P., CAPLIN, J. L., LEE, M. K. y ALLAREDDY, V. Orthodontics in the era of big data analytics. En: Orthod Craniofac Res. May, 2019. vol. 22 Suppl 1, p. 8-13

ARREGHINI, A., LOMBARDO, L., MOLLICA, F. y SICILIANI, G. Torque expression capacity of 0.018 and 0.022 bracket slots by changing archwire material and cross section. En: Prog Orthod. Sep 25, 2014. vol. 15, p. 53

BEDNAR, J. R., GRUENDEMAN, G. W., & SANDRIK, J. L. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1991; 100(6): 513-522.

BOKAS, J., & WOODS, M. A clinical comparison between nickel titanium springs and elastomeric chains. *Australian orthodontic journal*, 2006; 22(1), 39.

CACCIAFESTA, V., SFONDRINI, M. F., SCRIBANTE, A., KLERSY, C., & AURICCHIO, F. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2003;124(4): 403-409.

CHAUDHARI, Charushila y TARVADE, Suchita. Comparison of rate of retraction and anchorage loss using nickel titanium closed coil springs and elastomeric chain during the en-masse retraction: A clinical study. May 1, 2015, 2015. vol. 3, no. 2, p. 129-133.

CLARK, Robert L, SCHNEIDER, Monica, MAHMOUDI, Tina y BASHIRELAHI, Nasir %J General dentistry. What every dentist and patient should know about accelerated orthodontic tooth movement. 2018. vol. 66, no. 4, p. 16-20.

CUNHA, A. C. D., MARQUEZAN, M., FREITAS, A. O. A. D., & Nojima, L. I. Frictional resistance of orthodontic wires tied with 3 types of elastomeric ligatures. *Brazilian oral research*, 2011; 25(6): 526-530.

DIXON, V., et al. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. *Journal of orthodontics*, 2014; 23

EHSANI, S., MANDICH, M. A., EL-BIALY, T. H., & FLORES-MIR, C. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets: a systematic review. *The Angle orthodontist*, 2009;79(3): 592-601.

ESPINAR-ESCALONA, Eduardo, LLAMAS-CARRERAS, José M, BARRERA-MORA, José M, ABALOS-LASBRUCCI, Camilo y GIL-MUR, Francisco J %J Medicina oral, patologia oral y cirugía bucal. Effect of temperature on the orthodontic clinical applications of niti closed-coil springs. 2013. vol. 18, no. 4, p. e721.

FORSHAW, R.J. Orthodontics in antiquity: myth or reality. En: British dental journal. 2016. vol. 221, no. 3, p. 137.

FOURIE, Z., OZCAN, M. y SANDHAM, A. Effect of dental arch convexity and type of archwire on frictional forces. En: Am J Orthod Dentofacial Orthop. Jul, 2009. vol. 136, no. 1, p. 14 e1-7; discussion 14-5.

HAIN, M., DHOPATKAR, A., & Rock, P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 2003; 123(4): 416-422.

HUSAIN, N., & KUMAR, A. Frictional Resistance between Orthodontic Brackets and Archwire: An in vitro Study. The journal of contemporary dental practice, 2011;12(2): 91-99.

KAPILA, S., ANGOLKAR, P. V., DUNCANSON, M. G., & NANDA, R. S. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, .1990; 98(2):117-126

KARDACH, Hubert, BIEDZIAK, Barbara, OLSZEWSKA, Aneta, GOLUSIŃSKA-KARDACH, Ewelina, SOKALSKI, Jerzy %J Advances in clinical y UNIVERSITY, experimental medicine: official organ Wroclaw Medical. The mechanical strength of orthodontic elastomeric memory chains and plastic chains: An in vitro study. 2017. vol. 26, no. 3, p. 373-378.

KULSHRESTHA, R. S., TANDON, R. y CHANDRA, P. Canine retraction: A systematic review of different methods used. En: J Orthod Sci. Jan-Mar, 2015. vol. 4, no. 1, p. 1-8.

KUMAR, D., DUA, V., MANGLA, R., SOLANKI, R., SOLANKI, M. y SHARMA, R. Frictional force released during sliding mechanics in nonconventional elastomerics and self-ligation: An in vitro comparative study. En: Indian J Dent. Apr-Jun, 2016. vol. 7, no. 2, p. 60-5

KUMAR, Y. M., RAVINDRAN, N. S., & BALASUBRAMANIAM, M. R. Holographic analysis of the initial canine displacement produced by four different retraction springs. The Angle Orthodontist, 2009; 79(2): 368-372.

Lambe, T. William; Whitman, Robert V. Mecánica de suelos. 1972.

LEITE, V. V., LOPES, M. B., GONINI JÚNIOR, A., ALMEIDA, M. R. D., MOURA, S. K., & ALMEIDA, R. R. D. Comparison of frictional resistance between self-ligating and conventional brackets tied with elastomeric and metal ligature in orthodontic archwires. Dental press journal of orthodontics, 2014;19(3): 114-119.

LOFTUS, B. P., ÂRTUN, J., NICHOLLS, J. I., ALONZO, T. A., & STONER, J. A. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 1999; 116(3): 336-345.

MAKHLOUF, M., ABOUL-EZZ, A., FAYED, M. S. y HAFEZ, H. Evaluating the Amount of Tooth Movement and Root Resorption during Canine Retraction with Friction versus Frictionless Mechanics Using Cone Beam Computed Tomography. En: Open Access Maced J Med Sci. Feb 15, 2018. vol. 6, no. 2, p. 384-388.

Mezomo, M., de Lima, E. S., de Menezes, L. M., Weissheimer, A., & Allgayer, S. Maxillary canine retraction with self-ligating and conventional brackets: A randomized clinical trial. The Angle orthodontist, 2011; 81(2) : 292-297.

MOHAMMED, H., RIZK, M. Z., WAFAYE, K. y ALMUZIAN, M. Effectiveness of nickel-titanium springs vs elastomeric chains in orthodontic space closure: A systematic

review and meta-analysis. En: Orthod Craniofac Res. Feb, 2018. vol. 21, no. 1, p. 12-19.

MOORE, M. M., HARRINGTON, E., & ROCK, W. P. Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance. The European Journal of Orthodontics, 2004; 26(6) : 579-583.

PASHA, A., VISHWAKARMA, S., NARAYAN, A., VINAY, K., SHETTY, S. V., & Roy, P. P. Comparison of Frictional Forces Generated by a New Ceramic Bracket with the Conventional Brackets using Unconventional and Conventional Ligation System and the Self-ligating Brackets: An In Vitro Study. Journal of international oral health: JIOH, 2015;7(9): 108.

PRASHANT, P. S., NANDAN, H. y GOPALAKRISHNAN, M. Friction in orthodontics. En: J Pharm Bioallied Sci. Aug, 2015. vol. 7, no. Suppl 2, p. S334-8

PRATTEN, D. H., POPLI, K., GERMANE, N., & GUNSOLLEY, J. C. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1990; 98(5): 398-403.

Rhee, J. N., Chun, Y. S., & Row, J. A comparison between friction and frictionless mechanics with a new typodont simulation system. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2001; 119(3): 292-299.

RIBEIRO, G. L. y JACOB, H. B. Understanding the basis of space closure in Orthodontics for a more efficient orthodontic treatment. En: Dental Press J Orthod. Mar-Apr, 2016. vol. 21, no. 2, p. 115-25.

SABATER, A. PARDELL, M. Fricción en arco recto. Biomecánica básica. Revista Española de Ortodoncia, 2003;33 (1) :65-72.

SAMUELS, R. H. A., RUDGE, S. J., & MAIR, L. H. A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1998; 114(1) : 73-79.

SANDY, J. R. Tooth eruption and orthodontic movement. *British dental journal*, 1992;172(4):141-149.

SRIDHARAN, K., SANDBHOR, S., RAJASEKARAN, U. B., SAM, G., RAMEES, M. M. y ABRAHAM, E. A. An in vitro Evaluation of Friction Characteristics of Conventional Stainless Steel and Self-ligating Stainless Steel Brackets with different Dimensions of Archwires in Various Bracket-archwire Combination. *En: J Contemp Dent Pract*. Aug 1, 2017. vol. 18, no. 8, p. 660-664

SUERI, M. Y., & TURK, T. Effectiveness of laceback ligatures on maxillary canine retraction. *The Angle orthodontist*, 2006;76(6): 1010-1014.

SUKH, R., SINGH, G. K., TANDON, P., SINGH, G. P., & SINGH, A. A comparative study of frictional resistance during simulated canine retraction on typodont model. *Journal of orthodontic science*, 2013; 2(2): 61.

SUNDA, S., MIGLANI, A., KUMAR, R. R., PANGHAL, V., KHANNA, P. y ARORA, N. Comparison of Frictional Resistance in Conventional Brackets with Different Stainless Steel Wires. *En: J Contemp Dent Pract*. Sep 1, 2018. vol. 19, no. 9, p. 1135-1139

TALWAR, Aditya y BHAT, Shweta. Comparative evaluation of Nickel-Titanium closed coil spring and Elastomeric chain for canine retraction. *A Randomized Clinical Trial*. 2018. 70-75 p.

TAYLOR, N. G., & ISON, K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *The Angle Orthodontist*, 1996; 66(3) : 215-222.

VALENCIA ÁLVAREZ, J. A., MONTOYA GOEZ, Y., PELÁEZ VARGAS, A., JARAMILLO VALLEJO, P. M., & GARCÍA, C. G. Friction evaluation in stainless steel arches with and without glass coating using the Sol-Gel method. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia, 2009; 20(2): 161-170.

## **ANEXOS**

Anexo A. Instrumento de recolección de los datos

### **EVALUACIÓN In vitro DE LA FRICCIÓN EN DOS SISTEMAS DE RETRACCIÓN DE CANINOS**

Fecha: \_\_\_\_\_

Código: \_\_\_\_\_

Marque con una X la casilla debajo del grupo al cual pertenece la medición realizada

**GRUPO**

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII
Slot 0.018	Slot 0.018	Slot 0.018	Slot 0.018	Slot 0.022	Slot 0.022	Slot 0.018	Slot 0.018
Cadeneta	Cadeneta	Retroligadura	Retroligadura	Cadeneta	Cadeneta	Retroligadura	Retroligadura
Acero 0.016	Australiano 0.016	Acero 0.016	Australiano 0.016	Acero 0.018	Australiano 0.018	Acero 0.018	Australiano 0.016

**Fricción expresada: \_\_\_\_\_ Newton (N)**

**Anexo B. Prueba de normalidad de los datos**

GRUPO		Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Fricción_N	1	,220	10	,185	,899	10	,214
	2	,178	10	,200*	,955	10	,731
	3	,142	10	,200*	,966	10	,851
	4	,205	10	,200*	,939	10	,547
	5	,288	10	,018	,885	10	,149
	6	,218	10	,194	,909	10	,277
	7	,185	10	,200*	,902	10	,229
	8	,235	10	,126	,877	10	,120

\*. Este es un límite inferior de la significación verdadera.  
a. Corrección de la significación de Lilliefors

**Anexo C. Tabla matriz de datos**

GRUPO	CONJUNTO	FRICCIÓN PROMEDIO N
1	S18 ACE 16 - CAD	1,46
2	S18 ACE 16 - CAD	1,135
3	S18 ACE 16 - CAD	0,9925
4	I S18 ACE 16 - CAD	1,3125
5	S18 ACE 16 - CAD	1,185
6	S18 ACE 16 - CAD	0,995
7	S18 ACE 16 - CAD	1,565

	GRUPO	CONJUNTO	FRICCION PROMEDIO N
8		S18 ACE 16 - CAD	0,9925
9		S18 ACE 16 - CAD	0,955
10		S18 ACE 16 - CAD	1,38
11		S18 AUS 16 - CAD	0,9075
12		S18 AUS 16 - CAD	1,5125
13		S18 AUS 16 - CAD	1,145
14		S18 AUS 16 - CAD	1,7375
15	II	S18 AUS 16 - CAD	1,32
16		S18 AUS 16 - CAD	1,5675
17		S18 AUS 16 - CAD	1,5575
18		S18 AUS 16 - CAD	1,22
19		S18 AUS 16 - CAD	1,61
20		S18 AUS 16 - CAD	1,385
21		S18 ACE 16 - LIG	0,845
22		S18 ACE 16 - LIG	0,8225
23		S18 ACE 16 - LIG	0,755
24		S18 ACE 16 - LIG	0,675
25	III	S18 ACE 16 - LIG	0,64
26		S18 ACE 16 - LIG	0,92
27		S18 ACE 16 - LIG	0,77
28		S18 ACE 16 - LIG	0,7175
29		S18 ACE 16 - LIG	1,02
30		S18 ACE 16 - LIG	0,4075
31		S18 AUS 16 - LIG	1,35
32		S18 AUS 16 - LIG	1,15
33		S18 AUS 16 - LIG	1,0025
34		S18 AUS 16 - LIG	0,965
35	IV	S18 AUS 16 - LIG	1,275
36		S18 AUS 16 - LIG	1,1725
37		S18 AUS 16 - LIG	0,9875
38		S18 AUS 16 - LIG	1,075
39		S18 AUS 16 - LIG	0,88
40		S18 AUS 16 - LIG	0,975
41		S22 ACE 18 - CAD	1,2425
42		S22 ACE 18 - CAD	0,8
43		S22 ACE 18 - CAD	1,28
44		S22 ACE 18 - CAD	0,7
45	V	S22 ACE 18 - CAD	1,38
46		S22 ACE 18 - CAD	1,465
47		S22 ACE 18 - CAD	1,475
48		S22 ACE 18 - CAD	1,265
49		S22 ACE 18 - CAD	1,24

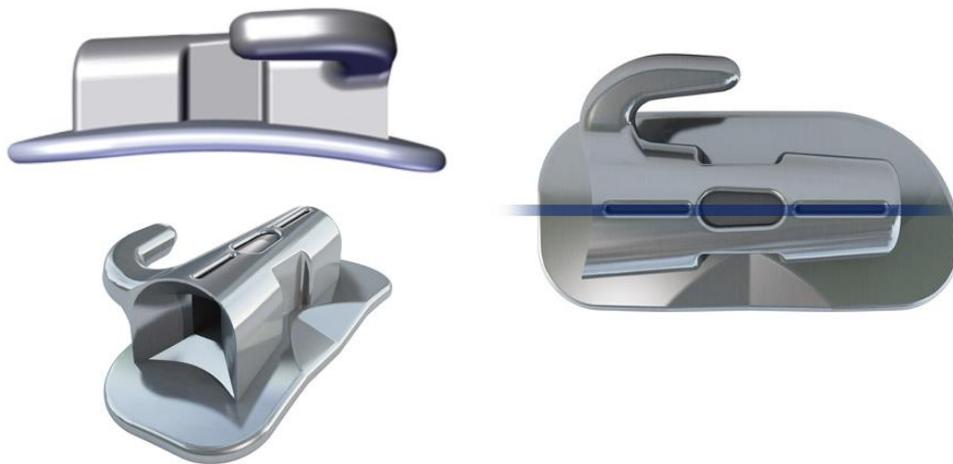
	GRUPO	CONJUNTO	FRICCION PROMEDIO N	
50		S22 ACE 18 - CAD	1,6375	
51		S22 AUS 18 - CAD	1,1925	
52		S22 AUS 18 - CAD	1,725	
53		S22 AUS 18 - CAD	1,7575	
54		S22 AUS 18 - CAD	1,61	
55	VI	S22 AUS 18 - CAD	1,7225	
56		S22 AUS 18 - CAD	1,4525	
57		S22 AUS 18 - CAD	1,875	
58		S22 AUS 18 - CAD	1,6325	
59		S22 AUS 18 - CAD	1,5775	
60		S22 AUS 18 - CAD	1,6175	
61		VII	S22 ACE 18 - LIG	0,78
62			S22 ACE 18 - LIG	0,685
63			S22 ACE 18 - LIG	0,71
64			S22 ACE 18 - LIG	0,8525
65	S22 ACE 18 - LIG		0,695	
66	S22 ACE 18 - LIG		0,7075	
67	S22 ACE 18 - LIG		0,8675	
68	S22 ACE 18 - LIG		0,75	
69	S22 ACE 18 - LIG		0,7675	
70	S22 ACE 18 - LIG		0,9075	
71	VIII	S22 AUS 18 - LIG	1,4975	
72		S22 AUS 18 - LIG	1,5075	
73		S22 AUS 18 - LIG	1,7575	
74		S22 AUS 18 - LIG	1,725	
75		S22 AUS 18 - LIG	1,505	
76		S22 AUS 18 - LIG	1,5875	
77		S22 AUS 18 - LIG	1,53	
78		S22 AUS 18 - LIG	1,7825	
79		S22 AUS 18 - LIG	1,42	
80		S22 AUS 18 - LIG	1,5425	

Anexo D. Características estructurales de los brackets Mini Master® (American Orthodontics)



Fuente: <http://www.americanortho.com/master-series.html>

Anexo E. Características estructurales de los tubos ifit® LP® (American Orthodontics)



Fuente: <http://www.americanortho.com/ifit.html>