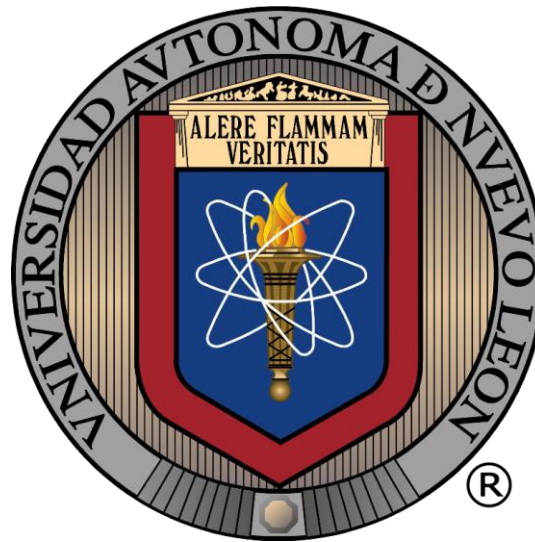


UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



“EVALUACIÓN DE FRICCIÓN EN DESLIZAMIENTO ORTODÓNICO CON  
DIFERENTES MATERIALES DE LIGACIÓN”

Por

NORMA CECILIA GALLARDO VELA

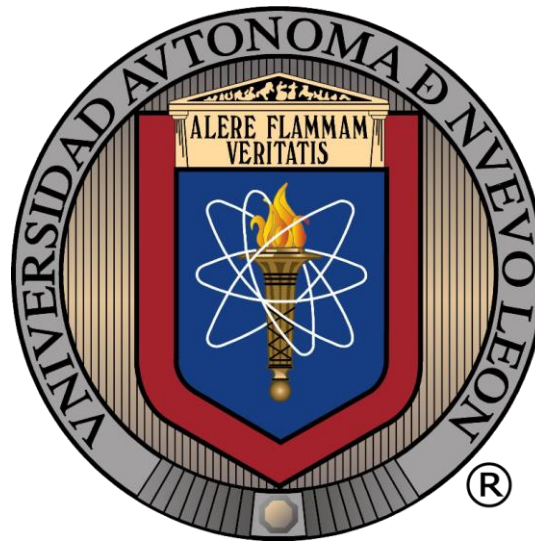
Como requisito parcial para obtener el grado de

MAESTRÍA EN ORTODONCIA

Junio 2017

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



“EVALUACIÓN DE FRICCIÓN EN DESLIZAMIENTO ORTODÓNICO CON  
DIFERENTES MATERIALES DE LIGACIÓN”

Por

NORMA CECILIA GALLARDO VELA

Como requisito parcial para obtener el grado de

MAESTRÍA EN ORTODONCIA

Junio 2017

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

FACULTA DE ODONTOLOGÍA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Los miembros del jurado aceptamos la investigación y aprobamos el documento que avala la misma, como opción a obtener el grado de Maestría en Ortodoncia presenta la M.C.D. Norma Cecilia Gallardo Vela

**Miembros del jurado**

**PRESIDENTE**

---

CD., MC., PhD. Roberto Carrillo Fuentesvilla

**SECRETARIO**

---

CD., MC., PhD. Posgraduada en Ortodoncia, M.C. Hilda H.H. Torre Martínez.

**VOCAL**

---

CD., MSP., PhD. Miguel Ángel Quiroga García

Los miembros del comité de tesis aprobamos la investigación titulada:

“EVALUACIÓN DE FRICCIÓN EN DESLIZAMIENTO ORTODÓNCICO CON  
DIFERENTES MATERIALES DE LIGACIÓN”

**DIRECTOR DE TESIS**

---

CD. PHD. Posgraduada en Ortodoncia, M.C. Hilda H.H. Torre Martínez.

**ASESOR EXTERNO**

---

DDS, MDSc & Orth., PhD Rogelio J. Scougall Vilchis

**ASESOR ESTADÍSTICO**

---

LFM., MC., DR. En C., Roberto Mercado Hernández

**COORDINADOR DEL POSGRADO DE ORTODONCIA**

---

CD., MC., PhD. Especialista en Ortodoncia Roberto J. Carrillo González.

**SUBDIRECTOR DE ESTUDIOS DE POSGRADO**

---

C.D.M.E.O. PHD. Sergio Eduardo Nakagoshi Cepeda.

## TABLA DE CONTENIDO

Sección	
AGRADECIMIENTOS	
LISTA DE TABLAS	
LISTA DE FIGURAS	
LISTA DE GRÁFICAS	
RESUMEN	1
ABSTRACT	2
1. INTRODUCCIÓN	3
2. HIPÓTESIS	4
3. OBJETIVOS	5
3.1 Objetivo general	5
3.2 Objetivo específico	5
4. ANTECEDENTES	6
4.1 Fricción	6
4.2 Fricción en ortodoncia	7
4.3 Tipos de fricción en ortodoncia	8
4.4 Métodos de ligado	12
4.5 Ligaduras de baja fricción	17
5. MATERIALES Y MÉTODOS	21
5.1 Diseño del estudio	21
5.2 Tamaño de la muestra	21
5.3 Criterios de selección	23
5.4 Descripción del procedimiento	24
5.5 Prueba de resistencia al deslizamiento	24
5.6 Técnica de medición	24
5.7 Método estadístico	25
6. RESULTADOS	26
7. DISCUSIÓN	31
8. CONCLUSIONES	35
9. LITERATURA CITADA	36
10. RESUMEN BIBLIOGRÁFICO	43

## AGRADECIMIENTOS

Papá y mamá no tengo palabras para expresar lo que siente mi corazón, solo me queda demostrar todo mi agradecimiento y amor con los años que me quede de vida. Gracias por estar en cada paso y etapa, por todo su apoyo y amor incondicional, por ser ejemplo de seres humanos íntegros y plenos, porque con su ejemplo de vida conozco y siento la felicidad, ya que todos los días me la contagian. Ustedes fueron, son y siempre serán, mi primera buena noticia. Los amo.

Papá gracias por ser mi MAESTRO todos estos años, gracias por tu paciencia, comprensión, tus horas de sueño, tu entrega y todo tu amor, porque si conozco el verdadero significado del amor es por ti, por enseñarme a amar y luchar por la vida, gracias por tu silencio y todas tus muestras de amor. Gracias por aquellas palabras que siempre llevo conmigo, “solo sé feliz”.

Mamá, gracias por ser mi mejor amiga, confidente, cómplice, la mejor consejera de vida y mejor madre, Gracias por enseñarme a amarme y a cuidarme, porque no conozco otro ser humano más positivo que tú, con tu testimonio de vida me enseñas que no necesito de un día especial para celebrar la vida, gracias por enseñarme a vivirla intensamente, a ser feliz y tomar las cosas de la mejor manera, gracias por tener la mejor actitud ante este caminar, gracias por todas esas veces que me levantas y me alientas a ser mejor solo para mí, como tú dices, no se puede regalar algo que no se posee. Gracias por tu sonrisa que te caracteriza. Por tu alegría y “esas risas” que me contagias y me regalas todas las mañanas al despertar.

Gordito, mi primer amigo, mi hermano, te quiero dar las gracias por todo tu amor, tu protección tus consejos y toda tu escucha. Gracias por ser el mejor hermano, por motivarme y alentarme siempre a ser mejor ser humano y sobresalir. Por enseñarme con tu ejemplo a no tener límite para lo grande concentrándome en lo pequeño, por enseñarme a tener los ojos siempre hacia el horizonte. Te amo.

Quiero agradecer con mi corazón y sobre cualquier cosa a mis amigos y amigas de vida, por su paciencia y amor, por luchar conmigo para culminar con una meta más, gracias por sus palabras de aliento, por todos los momentos que he pasado con cada uno de ustedes, por apoyarme y motivarme en los momentos difíciles. Como se los he dicho, me siento bendecida con su amor, son mis palomas mensajeras que Jesús mando del cielo para hablarme de su amor. Los amo, mi vida no sería la misma sin ustedes, gracias totales.

A cada uno de mis profesores por su dedicación, su escucha, sus enseñanzas, gracias por guiarme a lo largo de estos tres años, por compartir conmigo sus conocimientos y experiencias. Lo que siga de aquí en adelante como profesional se los debo enteramente a ustedes.

A mi directora de tesis, la dra. Hilda Torre, por su dedicación en la realización de este trabajo, por apoyarme todo el tiempo durante esta etapa, por cada aprendizaje, por su experiencia y su paciencia para conmigo, por los momentos compartidos, por su amistad y lo que aprendí de usted, de corazón, gracias doctora.

Al dr. Roberto Carrillo González, por sus conocimientos en clase y en clínica, así como también las clases en donde nos motivaba todo el tiempo a ser mejores profesionistas. Por toda su experiencia compartida durante este camino profesional.

Al dr. Roberto Carrillo Fuentes, porque desde que me asignaron caso con usted, aprendí muchísimo, gracias doctor por todo su apoyo, por sus palabras de aliento cada que me revisaba mi tesis, gracias por ayudarme a culminar este proyecto.

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento al Dr. Rogelio Scougall por guiarme a través de su experiencia, por su tiempo dedicado y todas sus atenciones. Por enseñarme con su ejemplo a contribuir desde nuestra profesión a hacer de este mundo, un mejor lugar para todos. Gracias doctor, por su ejemplo de sencillez.

A mi querida generación 33, a cada uno de ustedes que hicieron de estos 3 años una experiencia inolvidable, gracias por todo, por todos los buenos momentos que compartimos, risas, juegos, los llevo en mi corazón.



A Julio, Esthersita, Yorch, Angélica, Jessy, gracias por su compañía y todo su apoyo.

Para ti mi abue, mi hermanito Roberto y mi hermanito Pérez (+) mis ángeles custodios, gracias!! Segura estoy que me acompañan todos los días, esto también es suyo.

Agradezco infinitamente a Dios, por brindarme el regalo de la vida, gracias Jesús, por tu inmenso amor, Gracias por darme un corazón que te escucha, me siento elegida desde el moment que empecé a conocer de ti. Gracias por darme la capacidad de servirte siempre, todo te lo debo a ti, gracias por esta maravillosa vida, por llenarme de los dones del espíritu santo durante todos estos años, por la paciencia, perseverancia y constancia para culminar esta etapa de mi vida. Gracias por enseñarme todo lo que soy. Eres mi motor de vida. Pongo mi vida en tus manos, te amo.

“Confía en el Señor y haz el bien; entonces vivirás seguro en la tierra y prosperarás. Deléitate en el Señor, y él te concederá los deseos de tu corazón. Entrega al Señor todo lo que haces; confía en él, y él te ayudará” Sal, 37.

Lista de tablas.

Tabla 1: Resultados de la estadística descriptiva -----	28
Tabla 2: Análisis de varianza (ANOVA) -----	29
Tabla 3: Prueba de Tukey -----	30

Lista de figuras.

Figura 1: Prueba de resistencia al deslizamiento. -----	24
Figura 2: Máquina de pruebas universales Modelo AGS-X -----	24
Figura 3: Método de ligado 1 representa el grupo de ligaduras elastoméricas convencionales Unisticks (American Orthodontics) -----	26
Figura 4: Método de ligado 2 representa el grupo de ligaduras elastoméricas de baja fricción Slide (Leone). -----	26
Figura 5: Método de ligado 3 representa el grupo de ligaduras metálicas de 0.010" (TP, Othodontics). -----	27
Figura 6: Método de ligado 4 representa el grupo de ligaduras elastoméricas de baja fricción Super Slick (TP, Orthodontics). -----	27

Lista de Gráficas

Gráfica 1: Gráfica de la estadística descriptiva -----	28
--	----

Universidad Autónoma de Nuevo León  
Facultad de odontología  
Subdirección de estudios de posgrado  
Posgrado de Ortodoncia  
M.C.D. Norma Cecilia Gallardo Vela  
Candidato a: Maestría en Ciencias Odontológicas con Orientación en Ortodoncia  
**“EVALUACIÓN DE FRICCIÓN EN DESLIZAMIENTO ORTODÓNCICO CON  
DIFERENTES MATERIALES DE LIGACIÓN”**

**No. de páginas:**

**RESUMEN**

**Objetivo:** Evaluar la fricción resultante del deslizamiento de brackets sobre el alambre utilizando ligaduras elastoméricas de baja fricción, ligaduras metálicas y ligaduras elastoméricas convencionales.

**Métodos:** Se seleccionaron ligaduras elastoméricas convencionales Unisticks (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, EUA) dos tipos de ligaduras elastoméricas de baja fricción, Slide (Leone Orthodontic Products, Sesto Fiorentino, Firenze, Italy), Super Slick (TP Orthodontics, La Porte, Indiana, EUA) y ligaduras metálicas (TP Orthodontics, La Porte, Indiana, EUA). Brackets metálicos prescripción MBT 0.022 x 0.028 (American Orthodontics) Alambre de acero inoxidable 0.19” X 0.25” (TP, Orthodontics) Se realizaron pruebas in vitro de 12 acetatos de acrílico transparente rectangular de 10cm de largo por 4mm ancho x 5mm de grosor. Simulando segmento de arco superior (tubo de molar, bracket de 2do y 1er pm metálicos). Ligados a un alambre de acero .019 X .025 con tres métodos de ligado. Se utilizaron 3 acetatos para cada uno de los grupos evaluados de ligado y se realizaron 10 mediciones de cada método, arrojándonos 120 mediciones en total. La fricción se obtuvo utilizando una máquina de pruebas universales.

**Resultados:** Método de ligado 3 (ligaduras metálicas), presenta mayor variabilidad (2.33 SD) y mayor resistencia al deslizamiento (14.4 media) en comparación con los otros tres métodos. Se detecta que el método de ligado 1 Unisticks (American Orthodontics) (7.85) y método de ligado 2 Slide (Leone Orthodontic) (8.88), se encuentran en el mismo subgrupo, lo que indica que el resultado no difiere significativamente. El método de ligado 3 ligaduras metálicas (TP Orthodontics) (14.40) y método de ligado 4 Super Slick (TP Orthodontics) (12.00) difieren de todos los demás, sin embargo el método de ligado 3 ligaduras metálicas (TP Orthodontics) (14.40) es el que tiene mayor promedio (14.4 media) y mayor variabilidad (2.33 SD).

**Conclusiones:** La fricción resultante del deslizamiento de brackets convencionales sobre el alambre utilizando ligaduras elastoméricas convencionales generaron menores fuerzas friccionales cuando estas se compararon con ligaduras metálicas y ligaduras de baja fricción.

**Palabras clave:** fricción, ligadura elastomérica convencional, ligadura elastomérica de baja fricción, ligadura metálica.

Director de tesis

---

Dra. Hilda H.H. Torre Martínez

Universidad Autonoma de Nuevo Leon  
Dental School  
Graduate School  
Orthodontic Department  
D Ds, Ms. Norma Cecilia Gallardo Vela  
Candidate for: Master's Degree in Dental Sciences with Orientation in Orthodontics  
**“EVALUATION OF FRICTION IN ORTHODONTIC SLIDING WITH  
DIFFERENT INSERTIONS TECHNIQUES”**

**ABSTRACT**

**Objetives:** The aim of this study was to evaluate the frictional resistance of conventional bracket using low friction elastomeric ligatures, stainless steel ligatures and conventional elastomeric ligatures.

**Methods:** Conventional elastomeric ligatures were selected Unisticks (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, EUA) two types of low friction elastomeric ligatures selected from Slide (Leone Orthodontic Products, Sesto Fiorentino, Firenze, Italy), Super Slick (TP Orthodontics, USA) and stainless steel ligatures (TP Orthodontics, La Porte, Indiana, USA). Conventional brackets MBT prescription 0.022 x 0.028 were selected (American Orthodontics) and stainless steel wire 0.019" x 0.025" (TP, Orthodontics) *In vitro* tests were performed on 12 transparent rectangular acrylic acetates 10cm long x 4mm wide x 5mm thick. Simulating upper arch segment. Attached to a 0.019" x 0.025" steel wire with three types of insertion technique. Three acetates were used for each of the groups evaluated and 10 measurements of each method were carried out, obtaining a total of 120 measurements. A universal testing machine was used to assess the friction.

**Results:** It was shown that insertion technique 3 (stainless steel ligatures), presents greater variability (2.33 SD) and greater resistance to sliding (14.4) compared to the other three types of insertion technique.

**Conclusions:** Friction obtained using conventional elastomeric ligatures generated lower frictional forces than those obtained with the other two types of insertions techniques.

**Key words:** Friction, conventional elastomeric ligature, low friction elastomeric ligature, stainless steel ligatures.

Thesis director

---

Dra. Hilda H.H. Torre Martínez

## 1. INTRODUCCIÓN

Existen diferentes variables tanto físicas como biológicas, que influyen para aumentar los niveles de fricción, lo cual puede producir movimientos dentarios más fisiológicos, eficaces y con el menor daño biológico.

La fricción es de naturaleza multifactorial, constituye un factor altamente relacionado al movimiento con deslizamiento dentario y de los arcos. La fricción, impide o retarda dicho movimiento, así como también, trae consecuencia la utilización de fuerzas más pesadas, pérdida de anclaje y un tiempo de tratamiento más prolongado.

El ortodoncista debe saber y estar consciente de la magnitud de la fuerza aplicada durante el tratamiento ortodóncico, así como de las técnicas, aparatología, dispositivos y combinaciones que contribuyen a la producción y control de la fricción. Puesto que el tratamiento depende en gran parte del clínico, el utilizar mecánicas con fuerzas controladas para estimular una respuesta biológica adecuada.

Es por esto que es importante el entendimiento, comprensión y conocimiento de la misma.

## **2. HIPÓTESIS**

Las ligaduras elastoméricas de baja fricción disminuyen la fricción resultante durante el deslizamiento del alambre en brackets metálicos convencionales.

### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo general**

Evaluar la fricción resultante del deslizamiento de brackets sobre el alambre utilizando ligaduras elastoméricas de baja fricción, ligaduras metálicas y ligaduras elastoméricas convencionales.

#### **3.2 Objetivos específicos**

Medir la fricción resultante del deslizamiento *in vitro* entre bracket y alambre con ligadura elastomérica de baja fricción. Con una máquina de pruebas universales.

Obtener la fricción resultante al deslizamiento entre bracket y alambre con ligadura elastomérica convencional.

Descubrir la fricción resultante al deslizamiento entre bracket y alambre con ligadura metálica.

Comparar la fricción resultante al deslizamiento entre bracket y alambre con los tres tipos de ligadura.

## 4. ANTECEDENTES

### 4.1 Fricción

La fricción es la fuerza de resistencia entre objetos que se oponen a un movimiento en común, así como también, es el resultado de la unión química entre dos superficies. La superficie no afecta la fricción; si se incrementa el área de superficie, la fuerza por unidad de área disminuye (Burrow., 2010). Fricción viene del lat. frictiō –ōnis, roce de dos cuerpos en contacto (RAE., 2014).

A lo largo de la historia, la humanidad ha utilizado la fricción entre dos superficies, con la finalidad de crear fuego; pero no fue hasta el trabajo de Leonardo da Vinci, Amontons, John Theophilus Desaguliers 1683 - 1744, Leonard Euler 1707-1783 y Charles-Augustin Coulomb 1736-1806, donde surgió la comprensión de este fenómeno (Wisniak, 2005).

Leonardo da Vinci se considera padre de la tribología moderna por sus experimentos acerca de fricción, los cuales fueron hechos utilizando un plano horizontal e inclinado en donde concluye que la fricción es proporcional a la fuerza e independiente en el área de contacto.

El primero en distinguir entre la fricción estática y cinética fue Euler, concluyó que no es posible provocar un movimiento lento al aumentar el ángulo de un plano inclinado. Coulomb confirmó la declaración de Euler al medir la fricción cinética a diferentes velocidades y encontrar que la fricción es independiente de la velocidad.



Descubrimientos más importantes se resumen de la siguiente manera:

1. Primera ley de Amontons: La fuerza de fricción es directamente proporcional a la carga aplicada.
2. Segunda ley de Amontons: La fuerza de fricción es independiente al área de contacto aparente.
3. Tercera ley de Coulombs: Fricción Cinética es independiente a la velocidad de deslizamiento (Wisniak, 2005).

Por otra parte, en la física, la fuerza de fricción entre dos superficies de deslizamiento es directamente proporcional a la fuerza con la que las superficies se presionan juntas.  $F \sim r = u \times F$ . El valor de “u” (coeficiente de fricción) va a depender de los materiales que se emplean para el deslizamiento, y éste se verá afectado por factores como, zonas de velocidad o de contacto entre las superficie (Bednar, 1991).

#### **4.2 Fricción en ortodoncia**

En términos generales, la fricción en ortodoncia es la resistencia al deslizamiento, se conoce como la oposición al movimiento encontrado por el bracket a medida que trata de deslizarse a lo largo del alambre. La fuerza que debe aplicarse sobre las piezas dentarias debe superar la resistencia al deslizamiento para lograr el movimiento ortodóntico deseado (Uribe, et. al. 2012).

Las leyes físicas de la fricción fueron derivadas a partir del deslizamiento de materiales en medios secos, el movimiento dental en ortodoncia combina leyes de fricción y de la fisiología por esta parte, es más complejo su comprensión y manejo (Moore, 2004).

Para estudiar la fricción en el tratamiento ortodóntico, se encuentran diversos aparatos, entre ellos: dinamómetro, una báscula, un medidor de fuerza, y con una máquina de prueba universal (Tselepis, et. al.1994).

### **4.3 Tipos de fricción en ortodoncia**

La fuerza de fricción presenta dos componentes, se denomina fricción estática a la fricción inicial que se produce entre el alambre y el bracket cuando se le aplica una fuerza, Esta se debe vencer para iniciar el movimiento dental (Kuma, et. al. 2014).

Mientras el diente se mueve, el segundo componente de la fricción se le llama fricción dinámica o cinética, ocurre cuando el arco se mueve en dirección opuesta a la fuerza aplicada. (Kuma, et. al. 2014).

Se considera que la fricción estática es de mayor importancia debido a la deformación elástica reversible del alambre y al enderezamiento del movimiento dental. Se argumenta que la lubricación es un factor que afecta la fricción estática y por lo tanto, la fricción cinética ofrece una medición más fiable (Crawford, et. al. 2010).

Sin embargo, se menciona a la fricción estática como la de mayor relevancia e importancia debido a que se tiene que superar esta, cada vez que las piezas dentarias logran un ligero movimiento (Crawford, et. al. 2010), (Frank, et. al. 1980).

En el movimiento dental ortodóntico, la fricción resulta de la interacción de un arco con las partes de un bracket o con una ligadura (Burrow, 2009). Kusy y Whitley, definen la resistencia al deslizamiento como una combinación de tres componentes:

- Fricción cinética o estática (FR) debido a la fuerza de contacto entre las superficies del arco, brackets y ligadura.
- Binding (BI), angulación de los dientes o alambre, los cuales están en contacto con la ranura del bracket.
- Notching (NO), cuando ocurre la deformación permanente entre la interfaz del alambre y el bracket (Burrow, 2009).

Para que se produzca binding y notching se necesita ángulo de contacto, el cual se forma entre la ranura y el arco. Este ángulo se puede producir por una inclinación de un diente o por la flexión del arco (Burrow, 2009), (Burrow, 2010), (Kusy y Whitley,1997).

Si se produce binding reducirá el deslizamiento, Si este ángulo de contacto progresa se produce una deformación permanente o ruptura del arco, debido a un sobrepaso del límite elástico, cuando ocurre esto, es el efecto notchig, el cual generará resistencia al deslizamiento provocando interrupción en el movimiento dentario (Burrow, 2009), (Burrow, 2010), (Kusy y Whitley,1997).

En ortodoncia la naturaleza de la fricción es multifactorial, esta emana de factores mecánicos y biológicos (Kuma, et. al. 2014), (Braun, 1999).

1) Factores físicos / mecánicos:

1.1) Propiedades del arco: material, sección transversal forma / tamaño, textura de la superficie y de rigidez.

1.2) Soporte para el arco: método de ligadura, ligaduras de acero inoxidable, elastómeros.

1.3) Propiedades del bracket: materiales, tratamiento de superficies, procesos de fabricación, anchura y profundidad de ranura, diseño, distancia interbracket, nivel de ranuras del bracket entre los dientes y las fuerzas aplicadas para la retracción.

2). Factores biológicos:

2.1) Saliva

2.2) Placa

2.3) Película adquirida

2.4) La corrosión

2.5) Partículas de alimentos.

Kusy y Whitley encontraron que la saliva humana disminuyó el coeficiente de fricción en arcos de TMA con brackets convencionales. Sin embargo, los efectos de la saliva sobre la fuerza de fricción siguen siendo poco claros, diversos estudios mencionan que la saliva, puede aumentar, reducir o no generar cambios en las fuerzas de fricción, depende de las características físicas y químicas de los materiales estudiados (Chen-Jung, et. al. 2013).

Entre los agentes espesantes, se ha informado que la saliva basada en mucina tiene propiedades reológicas más cercanas a la saliva humana, incluyendo la capacidad de formar una biopelícula, lo cual es una característica importante en su eficacia como lubricante. Por lo tanto, la presencia y el tipo de agente espesante utilizado en la saliva artificial son de suma importancia (Leal, et. al. 2014).

Diversas investigaciones han demostrado entornos en donde se han realizado pruebas que se encuentran lejos de asemejarse a una situación clínica, ya que simulan el mecanismo de deslizamiento en condiciones secas, sin la presencia de ningún tipo de lubricante (Leal, et. al. 2014).

Se considera que realizar una prueba al deslizamiento en seco promueve mayor resistencia, algunos autores han utilizado agua destilada y/o saliva artificial para reproducir mejor la prueba clínica. Existen estudios en donde mencionan que la saliva artificial puede reducir la fricción en un 15% a un 60% (Leal, et. al. 2014).

Se demostró que no hubo diferencias en los valores de fricción obtenidos con el uso de saliva artificial, en relación a los que se observaron para el grupo de saliva humana natural. Esto se explica por la capacidad de adsorción y formación de biopelícula de la saliva artificial.

Así como también se observó que hubo un incremento en la fricción del 70% al 255% cuando los brackets/alambre no fueron lubricados (Leal, et. al. 2014).

Se han realizado una serie de estudios para evaluar los principales factores que pueden influir en la resistencia de fricción. Se han identificado como:

- Brackets y arcos de alambre
- Calibre del alambre relacionado con la rigidez
- Arcos redondos versus arcos rectangulares
- Torque en bracket/ interfaz en el alambre
- Condiciones de la superficie del alambre y condiciones de la superficie de las ranuras de los brackets
- Tipo y fuerza de ligadura

- Materiales de brackets y de alambres así como también, la anchura de la ranura del bracket (Braun, 1999).

Existe un factor importante, la rugosidad en la superficie del bracket, es una característica propia del material, y de los procesos de su fabricación. Todas las superficies de los brackets, no importa que tan suave sea, presentan irregularidades a nivel molecular y los contactos reales que se producen entre la superficie de arco y del bracket, solo se produce entre los puntos más sobresalientes los cuales se denominan asperezas (Doshi, 2011).

La mayoría de las investigaciones se han enfocado en comparar los métodos de ligación, muy pocos han investigado el diseño de la ranura en la resistencia a la fricción (Chen-Jung, et. al. 2013).

De todos los factores que contribuyen para ser el principal determinante de la resistencia a la fricción en el movimiento dental, se mencionan la ranura del bracket y la angulación del alambre (Frank y Nikolai, 1980).

La fuerza de rozamiento entre dos cuerpos, no solamente depende del área de superficie de contacto, sino también de la naturaleza de las superficies de contacto y la rugosidad que presentan (Tselepis, 1994).

Se reporta que el alambre de acero inoxidable es más suave que alambre de níquel titanio (Kusy, et. al. 1998) Sin embargo, otros estudios mencionan que la fricción en el alambre disminuye a medida que aumenta la anchura del bracket (Proffit, 1993).

Kusy y Whitley mencionan, el material del bracket no influye significativamente en el coeficiente de fricción. La función principal de un lubricante es reducir el número de puentes formados entre las superficies. Por lo general la saliva actúa como un lubricante. La resistencia friccional se reduce en condiciones mojadas (Tselepis, 1994)

Así como también, existen factores que perjudican y extienden el tiempo de tratamiento, al realizar movimientos de deslizamiento, se expresan con la siguiente fórmula:

$$Fr = \mu \cdot N,$$

$\mu$ : Coeficiente de fricción del alambre y del bracket.

N: fuerza normal (García, et. al. 2007).

Una fuerza ideal debe cumplir los siguientes criterios:

1. Proveer fuerza óptima para el movimiento dental que produzca los efectos deseados.
2. Ser cómoda e higiénica para el paciente.
3. Que requiera el menor tiempo de silla y del ortodoncista.
4. Mínima cooperación del paciente.
5. Económica. (García, et. al. 2007).

Para realizar movimientos dentales eficientes con mínima molestia para el paciente y menor daño tisular se requiere de fuerzas ligeras y continuas (Rygh, 1986).

En consecuencia, es esencial comprender las fuerzas de fricción entre los brackets y los arcos con la finalidad de producir un movimiento dental eficaz dentro del rango de la respuesta biológica óptima (Ogata, et. al. 1996).

Existen diferentes formas para reducir la fricción en la mecánica de deslizamiento, las cuales son aquellas que se relacionan con los materiales y las del método de ligado.

#### **4.4 Métodos de ligado**

Para colocar de una manera segura el arco en las ranuras de los brackets, los ortodoncistas colocan ligaduras de acero inoxidable, clips de resorte autoligables o ligaduras elastoméricas. La cantidad de fricción que se genera es proporcional a la fuerza con la que el bracket y el alambre se presionan simultáneamente, dependerá de múltiples factores que ya fueron mencionados.

El método para ligar el bracket puede afectar significativamente la resistencia al deslizamiento. Los tipos de ligaduras elastoméricas convencionales, o de acero inoxidable, aplican una fuerza de presión que empuja el arco contra la base de la ranura del bracket, por esta fuerza de ligado se incrementa la fuerza friccional.

Se han propuesto diferentes métodos, para reducir la fricción en el sistema de ligado, tales como ligadura de acero inoxidable, brackets autoligables (SLBS), y ligaduras no convencionales (Kuma, et. al. 2014).

No existe evidencia científica que demuestre que los brackets auto-ligables son más eficientes o efectivos que brackets de ligadura convencional para el tratamiento de maloclusiones (Cordasco, et. al. 2012).

Estudios, han demostrado que las fuerzas de fricción producidas por ligaduras elastoméricas y ligaduras de acero inoxidable son similares, mientras que en otros reportes han encontrado que la fricción causada por ligaduras elastoméricas es menor que la generada por ligaduras de acero inoxidable (Arun y Vaz, 2011).

Ligaduras de acero inoxidable producen fuerzas variables y consumen mucho tiempo para su colocación (Kuma, et. al. 2014).

Ciertos autores coinciden que ligaduras de acero inoxidable las cuales, se colocan sin aplicar mucha fuerza producen menos fricción que las ligaduras elastoméricas convencionales (Chimenti, et. al. 2005).

Citando a Schumacher, menciona que para disminuir la fricción las ligaduras metálicas deber ser colocadas entre  $90^\circ$  y  $180^\circ$  con respecto al bracket. Lo que resulta difícil en la colocación de dichas ligaduras. (Schumacher, et. al. 1990)

En cuanto a la colocación de ligaduras metálicas, se menciona que su colocación es más tardada comparado con ligaduras elastoméricas. Agregando 12 minutos extras, para remover y colocar dichas ligaduras (Harradine, 2003).

Como lo hemos mencionado, el método de ligado es un factor determinante en generar fricción. Un enfoque alternativo para reducir la fricción, es evitando el uso de cualquier

forma y tipo de ligadura. Es por esto que se ha introducido, y demostrado el uso de brackets de autoligado para reducir la fricción en ciertas condiciones (Dhopatkar y Rock, 2003).

Sin embargo en un estudio realizado con tipodontos, se encontró que con la utilización de arcos de menor calibre, los brackets autoligado disminuían significativamente la resistencia al deslizamiento que los brackets convencionales, sin embargo, observaron mismos resultados al colocar arcos de calibre mayor (Henaó y Kusy, 2004, Henaó y Kusy, 2005).

Así mismo en otro estudio, se menciona que no existe diferencia entre autoligables y brackets convencionales, cuando el arco se encuentra de manera pasiva, lo cual, no sucede a nivel clínico (Thorstenson y Kusy, 2002).

En los tratamientos ortodónticos se utilizan técnicas en donde se busca obtener un máximo control sobre el movimiento dentario. Como se mencionó anteriormente, existen múltiples variables de naturaleza mecánica como biológica que han demostrado afectar la magnitud de la fricción en dicho movimiento. Uno de los múltiples factores a considerar en la selección del material ideal, es optar por uno que genere menor fuerza friccional (Camargo, et. al. 2007)

Se menciona que en brackets convencionales la fricción aumenta en la medida que aumentan las dimensiones de los alambres.

Así como también, emplear ligaduras elastoméricas convencionales aumenta significativamente la fricción (Kuma, et. al. 2014).

Dentro de las ventajas de las ligaduras elastoméricas:

1. Facilidad de colocación.
2. Confort del paciente
3. Variedad de colores.



Desventajas:

1. Acumulación de placa dentobacteriana,
2. falta de asentamiento del arco dentro de la ranura del bracket
3. Fricción
4. Rápida pérdida de la fuerza, que induce a los ortodoncistas a cambiarlos en intervalos de 4 semanas.

En un estudio se demostró que después de 24 horas, la pérdida de fuerza de las ligaduras elastoméricas variaba del 80.7% al 89.1% de la fuerza total después de 28 días, estas observaciones nos revelan que las ligaduras se ven afectadas por la humedad y calor, perdiendo rápidamente su fuerza y deformándose de una manera permanente cuando estas son estiradas (Petersen, 2009).

De los factores que aceleran la pérdida de la fuerza se incluyen, pH, calor y la humedad.

En ortodoncia se utilizan dos tipos de elastómeros.

- Elastómeros naturales, que se utilizan en la mecánica interarco y se denominan generalmente "elásticos".
- Elastómeros sintéticos, que se usan en cadenas elastoméricas, ligaduras elastoméricas e hilos elásticos y usualmente se denominan "alastiks".

Los elastómeros sintéticos se fabrican principalmente a partir de poliuretanos, pueden ser termoplásticos (TP) o termoestables (TS).

Los materiales TP se fabrican de plástico, son moldeables a altas temperaturas, mientras que los materiales de TS se curan irreversiblemente durante el proceso de fabricación, no son remoldeables, y se quemán a altas temperaturas (Ahmed, et. al. 2016).

Se observó que cuando el bracket y alambre se encontraban alineados, el grado de fricción generado entre el elastómero y la superficie del alambre, era afectado por el tipo de elastómero, estado de humedad del mismo, tipo de bracket y tipo de método de ligado (Dhopatkar y Rock, 2003).

El método de ligado que presenta mayor uso, son las ligaduras elastoméricas, ya que facilitan la sujeción del alambre. Esto suele ser más cómodo para el paciente, sin embargo, producen mayor fricción que la ligadura metálica (Uribe, 2012).

Los elastómeros son polímeros amorfos de alto peso molecular que presentan propiedades físicas como la viscoelasticidad, fácil deslizamiento y relajación de la tensión (Crowford, et. al. 2010). Son relativamente rápidos y fáciles de usar, sin embargo, producen altos niveles de resistencia a la fricción, se deterioran en boca y esto conduce a una subsecuente pérdida de control en el movimiento dentario (Taloumis, 1997, Khambay, 2004).

El uso de elastómeros es el método más utilizado, son cómodas para el paciente, ofrecen menos riesgo de causar daño a la mucosa, tienen mejor aceptación debido a la posibilidad de elegir colores y aumentan la motivación en el tratamiento (Ramos, et. al. 2013).

Se menciona que es recomendable el uso de ligaduras elastoméricas con una forma de inserción en la que se promueva una disminución de la fricción en las primeras etapas de alineación y nivelación, así como en las etapas de cierre de espacios, para que los movimientos ortodónticos ocurran eficientemente (Ramos, et. al. 2013).

Las fuerzas de fricción producidas por los elastómeros pueden variar de 50 a 150 gr. Se componen de polímeros de poliuretano que están sujetos a la deformación permanente con el tiempo y que también se deterioran en ambientes húmedos como resultado de la hidrólisis lenta (Chimenti, et. al. 2005).

Estudios in vitro en condiciones secas y húmedas (agua a 37.8°C) han demostrado que las fuerzas de fricción generadas por los módulos elastoméricos disminuyen durante un período de 3-4 semanas con una disminución concurrente en la fuerza (Chimenti, et. al. 2005).

#### **4.5 Ligaduras de baja fricción**

Se ha reportado una reducción significativa de la fricción al emplear ligaduras elastoméricas de baja fricción en combinación con brackets convencionales así como también realizando una combinación de ligaduras convencionales con brackets de un diseño especial (Baccetti, et. al. 2009)

En el año 2000, se introdujo un tipo de ligadura elastomérica diferente por la casa comercial TP Orthodontics Inc, La Porte, Ind. (Super Slick) con un recubrimiento unido covalentemente de Metafix, en donde los fabricantes afirman que disminuye la fricción (Crowford, et. al. 2010). Menciona el fabricante que gracias a su recubrimiento de polímero insoluble al agua, lo convierte, en un elastómero lubricado, mucho más suave y tiende a un fácil deslizamiento (Ramos, et. al. 2013).

Así como también debido a que el elastómero tenga recubrimiento, actúa como protector contra efectos de la humedad y el calor (Carneiro, et. al. 2011).

En una investigación se observó que elastómeros pre angulados y súper slick, fueron eficientes en la reducción de la resistencia de fricción cuando se les compararon con los elastómeros sin recubrimiento y los “no angulados”.

Se ha mencionado que el recubrimiento polimérico de Metafix que presentan las ligaduras Super Slick, es la razón por la cual en este estudio disminuyó la fricción, así como también, concluyen que el revestimiento superficial polimérico reduce la fricción en comparación con los elastómeros convencionales (Arun y Vaz, 2011).

Devanathan en su estudio menciona que estos elásticos en condiciones secas son superiores que los “no recubiertos”, postula que actuarían mejor en condiciones húmedas (Devanathan, 2000).

Se muestra que la fuerza de fricción estática es mayor con elastómeros convencionales en estados secos y húmedos que en comparación con módulos Super Slick (Dhopatkar, Rock, 2003).

La compañía RMO desarrolló ligaduras de baja fricción recubiertas por una capa polimérica que al contacto con la saliva aumentan su deslizamiento en relación con ligaduras convencionales (Quintanilla, 2005) El uso de módulos lubricados es asociado con la reducción de resistencia friccional (Chimenti, et. al. 2005).

En múltiples estudios en donde se mide la fuerza de fricción de diferentes ligaduras elastoméricas, se ha encontrado que ligaduras de baja fricción Slide Leone en medición con brackets convencionales, generan fuerzas significativamente menores, puesto que crean una ligadura pasiva en la ranura del bracket, lo que hace que el arco quede libre para deslizarse.

Esto brinda una capacidad para controlar la fricción durante las diferentes fases del tratamiento ortodóntico en comparación con ligaduras convencionales en brackets convencionales (Gandin, 2008, Tecco, 2007, Baccetti, 2006) Así como también mencionan que estas ligaduras son una alternativa a los brackets de auto-ligado (Baccetti, et. al. 2008).

La ligadura Slide Leone está hecha de un poliuretano médico especial. Se coloca en el bracket de la misma manera en que se colocan las ligaduras elastoméricas convencionales. Esta permite que el arco se deslice fácilmente en la ranura del bracket mientras transmite toda su fuerza al diente, sin la resistencia que se ocasiona con ligaduras convencionales, esto reduce el tiempo de tratamiento y a su vez, da resultados más estables. Forma una especie de amortiguador entre el bracket y los tejidos blandos, mejorando considerablemente la comodidad del paciente (Fortini, et. al. 2005).

Se menciona que la ligadura Slide Leone, presenta una reducción de la fricción de manera significativa durante la mecánica de deslizamiento en comparación con ligaduras elastoméricas convencionales (Baccetti, 2006).

Estas ligaduras elastoméricas de baja fricción y fácil uso, se pueden emplear con cualquier tipo de bracket sin alterar la mecanoterapia de elección del ortodoncista. Por otra parte, este sistema ofrece ventajas en brackets de autoligado en control de la fricción, reduce el tiempo de tratamiento y aumenta la comodidad del paciente (Fortini, et. al. 2005).

En base a los resultados del estudio de Uribe, et. al. 2012, se sugiere el uso de ligaduras elastoméricas de baja fricción en brackets convencionales en la fase de cierre de espacio con mecánica de deslizamiento, esperando que el alambre en el sector posterior se deslice fácilmente a través de la ranura de los brackets posteriores. Así como también, mencionan que el uso de ligaduras elastoméricas de baja fricción Synergy RMO proporciona valores altos de resistencia al deslizamiento cuando se les utiliza con brackets convencionales. Se recomienda el uso de estas ligaduras con brackets Synergy.

Por otra parte, las dimensiones de las ligaduras elastoméricas pueden influir de manera significativa sobre la fricción e indican que ligaduras elásticas siliconadas reducen la resistencia friccional estática en 23% a 43% si se comparan con ligaduras elásticas convencionales. Se reporta que no se genera efectos negativos sobre las ligaduras cubiertas de silicona al contacto con la saliva (Chimenti, et. al. 2005).

En el mismo estudio, se observó que ligaduras elastoméricas pequeñas y medianas produjeron una baja significativa de entre un 13-17% de fuerza friccional estática en comparación con ligaduras grandes (Chimenti, et. al. 2005).

Por otra parte, encontraron una baja significativa de hasta un 60% en la fricción estática con elastómeros lubricados con respecto a elastómeros regulares. De acuerdo a estos autores, el uso de módulos lubricados determinó una reducción de fricción en comparación con brackets de autoligado (Dhopatkar y Rock, 2003).

Se demostró que ligaduras elastoméricas lubricadas con silicón produjeron fuerzas fricciónales menores que ligaduras no lubricadas. En particular, módulos de silicón lubricados permitieron que se redujera la fuerza fraccional entre un 23-34% en comparación con ligaduras pequeñas y medianas no lubricadas, y entre un 36-43% con ligaduras grandes no lubricadas (Chimenti, et. al. 2005).

Se observa ligaduras Super Slick con brackets convencionales de acero inoxidable generan significativamente menos fricción que otros tipos de ligaduras elastoméricas o brackets de auto-ligado, esto, cuando se utiliza con arcos 0.019 X 0.025 (Dhopatkar y Rock, 2006).

Cabe recalcar que en ciertas ocasiones es importante utilizar un nivel bajo de fricción, como en la retracción de un diente a lo largo de un arco continuo o en ocasiones para cerrar espacio. Así como también a veces se necesita de una alta fricción, como en el cierre de espacios con mecánica de loop, anclaje y sistemas para dar torque. No se habla de fricción como un problema en sistemas para intruir o extruir un diente, o para reposicionar una pieza impactada. (Burrow, 2010).

Por otra parte, se requiere de mayor fricción durante la corrección de rotación de dientes en etapas iniciales, cuando se necesita mayor contacto del alambre dentro del bracket, en las etapas finales cuando se requiere de torque y/o de dientes que forman parte de unidades de anclaje en algunos aparatos de ortodoncia (Ramos, et. al. 2013).

Se reporta que entre 12% y 60% de la fuerza aplicada en aparatos fijos se pierde debido a la fricción (Dhopatkar y Rock, 2006).

Se ha estimado que el 50% de la fuerza aplicada en ortodoncia se disipa debido a la fricción, la fuerza total aplicada a los brackets tiene que ser el doble de la necesaria para producir una fuerza efectiva en ausencia de fricción (Proffit, 1993).

La mecánica de deslizamiento en ortodoncia, es considerada en términos de cierre de espacios resultantes de extracciones y distalización de caninos pero puede aplicarse también en muchas otras etapas del movimiento dentario, como nivelar caninos, corregir rotaciones, alineación y nivelación, en donde la fricción resulta ser el mayor inconveniente (Tecco, et. al. 2005, Suarez, 2005).

Se señala que en esta etapa con esta mecánica, la disminución en la fricción permitirá utilizar una magnitud de fuerza menor, lo que a su vez, trae una menor necesidad de anclaje (Proffit, 2002)

Es ampliamente utilizada en el tratamiento ortodóntico, esto quiere decir que la fricción desde el inicio del tratamiento se convierte en una preocupación crítica que afecta el funcionamiento y la eficiencia de la aparatología (Hao, et. al. 2016).

Por otra parte, como lo hemos mencionado, en la mecánica de deslizamiento, la fricción se determina por el tipo de arco, tipo de bracket, y el método de ligado (Bednar, 1991).

La fuerza de fricción entre el alambre y el bracket, es reconocido como un factor negativo que afecta el movimiento libre de los dientes durante la mecánica de deslizamiento. Por esto, es necesario eliminar o reducir la fricción como sea posible (Doshi, 2011).

Desafortunadamente en los tratamientos ortodónticos, no se puede evitar la fricción, podemos realizar formas para reducirla y a su vez, lograr un deslizamiento biológico, óptimo y veloz.

## **5. MATERIALES Y MÉTODOS**

### **5.1 Diseño del estudio.**

El presente estudio corresponde a una investigación de tipo:

- Prospectivo
- Transversal
- Comparativo
- Experimental
- Abierto

### **5.2 Tamaño de la muestra.**

Se calculó una muestra probabilística de 61, de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$N = \frac{(1.96)^2 (5.99)^2}{1.5^2} = \frac{(3.84)(35.88)}{2.25} = 61$$

En donde se observa que el error de estimación en el tamaño de la muestra (N=120) es menor del 5%.

Se seleccionaron ligaduras elastoméricas convencionales Unisticks (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, EUA) dos tipos de ligaduras elastoméricas de baja fricción, Slide (Leone Orthodontic Products, Sesto Fiorentino, Florencia, Italia), Super Slick (TP Orthodontics, La Porte, Indiana, EUA) y ligaduras metálicas (TP Orthodontics, La Porte, Indiana, EUA).

Se realizaron pruebas *in vitro*, confeccionando 12 acetatos de acrílico transparente rectangular de 10cm de largo por 4mm ancho x 5mm de grosor.

Se utilizaron 3 acetatos para cada uno de los grupos evaluados y se realizaron 10 mediciones de cada método, arrojándonos un total de 120 mediciones.

### **5.3 Criterios de selección**

Criterios de inclusión:

- Brackets metálicos prescripción MBT con ranura 0.022" X 0.028" (American Orthodontics).
- Alambre de acero inoxidable 0.019" x 0.025" (TP, Orthodontics).
- Ligaduras elastoméricas convencionales Unisticks (American Orthodontics).
- Ligaduras elastoméricas de baja fricción Slide (Leone) y Super Slick (TP, Orthodontics).
- Ligaduras de acero inoxidable 0.010" (TP, Orthodontics).

Criterios de exclusión:

- Brackets con algún defecto de fábrica.
- Alambre con deformación distorsionado.

Criterios de eliminación:

- Modelo en el cual se dependa 1 o más brackets, durante el procedimiento.



#### **5.4 Descripción del procedimiento**

En todos los acetatos de acrílico transparente rectangular se realizó un desgaste a lo largo de cada tabla con la finalidad de obtener retención en el momento de la cementación de los brackets, se prosiguió a codificar con plumón indeleble cada tipo de combinación bracket/ligadura y se limpiaron los acetatos con toalla de papel.

Se aplicó aire comprimido para retirar residuos de acrílico y se colocó capa de resina líquida Enlighth (Ormco corp. Orange) con microbrocha, se aplicó aire comprimido para adelgazar capa de resina. Se cementaron los brackets de ranura 0.022" x 0.028" prescripción MBT (American Orthodontics) con resina fotocurable Enlighth (Ormco corp. Orange, EUA), simulando un segmento de arco superior, se comenzó por tubo de molar a una distancia de 1cm, se continuó con el bracket del primer premolar, a una distancia de 5mm y posteriormente con el bracket del canino a una distancia interbracket de 13mm.

Se utilizó arco de acero inoxidable 0.019" X 0.025" (TP Orthodontics) para la alineación de brackets a evaluar. Se fotocuró cada bracket por 5 segundos con la utilización de lámpara Elipar (3M ESPE). Los 12 acetatos con los brackets ya cementados, fueron ligados con cuatro tipos de ligaduras diferentes, a un alambre de acero inoxidable 0.019" X 0.025" (TP Orthodontics).

Se separaron cada uno de los grupos de acuerdo al método de ligado. A cada tabla se le aplicó una gota de saliva artificial de la marca Biotene (GSK; Madrid, España) este paso se repetía a la sexta medición de cada tabla.

## 5.5 Prueba de resistencia al deslizamiento

Se realizaron las pruebas de resistencia al deslizamiento en sentido vertical, utilizando máquina de pruebas universales Modelo AGS-X (SHIMADZU, Kioto Japón) dando los valores en Newtons con una velocidad de 1mm/min. Se utilizó el software Trapezium X (SHIMADZU). (Figura 1 y 2)



Figura 1: Prueba de resistencia al deslizamiento



Figura 2: Máquina de pruebas universales Modelo AGS-X (SHIMADZU, Kioto Japón)

## 5.6 Técnica de medición

1. Terminando el método de ligado de cada grupo, se llevaron las tablas a máquina de pruebas universales, en donde ésta sujetaba el alambre de manera vertical mediante una tenaza. Al tener el alambre sujeto, se traccionaba a 1 minuto de estar aplicando la fuerza, se cronometró a 1 minuto de tal manera que se registrara el resultado culminando el minuto.
2. Se iniciaba la prueba deslizando el arco en los brackets, se detenía al minuto registrando la resistencia al deslizamiento en Newtons.

Para dichas mediciones hubo la participación de dos personas (RS, NG) los cuales realizaron el trabajo de la siguiente manera:

- 1- Se realizó la cementación de brackets en acetato de acrílico.
- 2- Solo uno de los participantes efectuó combinaciones de bracket/ligadura, con la finalidad de evitar diferencia de fuerzas de ligado con ligadura metálica.
- 3- RS realizó el procedimiento de medición con la maquina Universal de Ensayos AGS-X (SHIMADZU).

### **5.7 Método estadístico**

Para realizar las pruebas estadísticas, se utilizó el programa IBM SPSS (STATISTICAL PACKAGE FOR THE SOCIAL SCIENCE VERSIÓN 20). Se obtuvieron estadísticas descriptivas de las fuerzas friccionales: media, desviación estándar mínimo y máximo. Gráfica de la estadística descriptiva, así como también se realizó análisis de varianza ANOVA para comparar fuerzas friccionales entre los cuatro métodos de ligado ( $p < 0.05$ ).

Para el método de comparaciones de múltiples medias, se utilizó la prueba de Tukey.

En cada uno de los cuatro métodos de ligado, se realizaron 10 registros a los cuales se les aplicaron tres mediciones arrojando una muestra total de 120.

## 6. RESULTADOS

Las mediciones realizadas del estudio fueron procesadas con el paquete estadístico SPSS (versión 20) obteniendo los resultados que se describen a continuación.

### Descripción de los grupos

El método de ligado 1 representa el grupo de ligaduras elastoméricas convencionales Unisticks (American Orthodontics). (Figura 3)

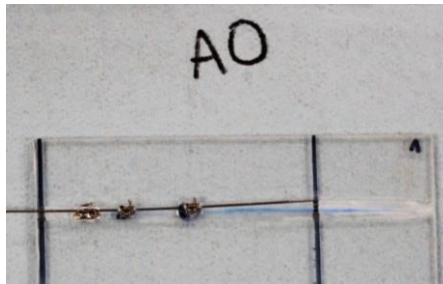


Figura 3: Ligaduras elastoméricas AO

El método de ligado 2 representa el grupo de ligaduras elastoméricas de baja fricción Slide (Leone). (Figura 4)



Figura 4: Ligaduras baja fricción LEONE

El método de ligado 3 representa el grupo de ligaduras metálicas de 0.010" (TP, Orthodontics). (Figura 5)

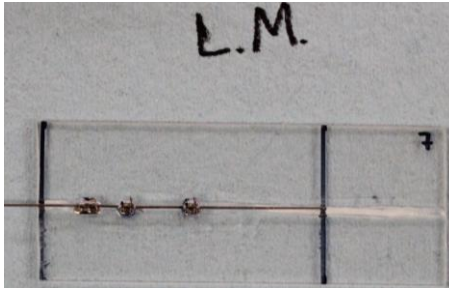


Figura 5: Ligaduras metálicas TP

El método de ligado 4 representa el grupo de ligaduras elastoméricas de baja fricción Super Slick (TP, Orthodontics). (Figura 6)

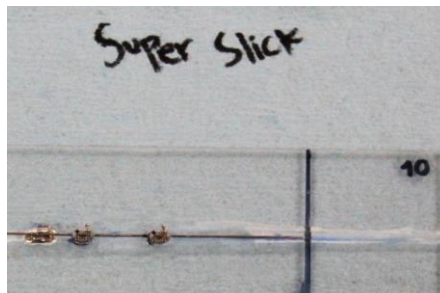


Figura 6: Ligaduras baja fricción SUPER SLICK

Como se mencionó, se realizaron 10 mediciones de los 4 métodos de ligado y cada una de ellas se triplicó arrojándonos 120 muestras.

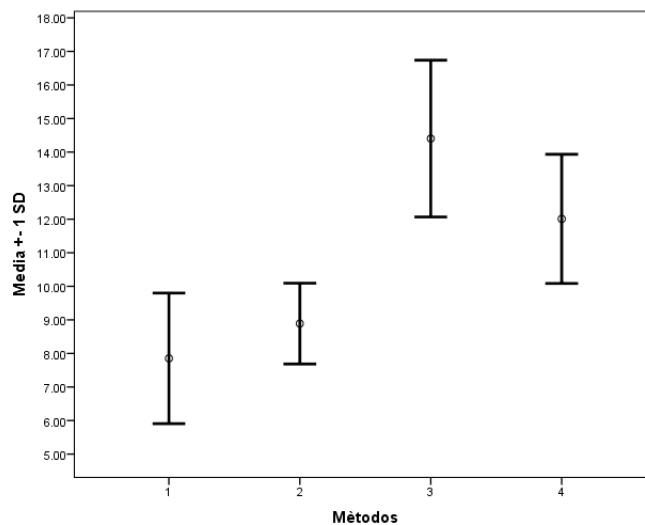
En la Tabla 1 se muestran los resultados de la estadística descriptiva de las fuerzas friccionales de cada grupo.

Promedio

Métodos	N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
1	10	7.8530	1.94595	4.34	10.47
2	10	8.8897	1.20478	7.41	11.16
3	10	14.4020	2.33634	9.19	16.73
4	10	12.0090	1.92475	8.21	15.42
Total	40	10.7884	3.19177	4.34	16.73

Tabla 1: Resultados de la estadística descriptiva

En la Gráfica 1 de estadística descriptiva, se observa el método de ligaduras metálicas (3), presenta mayor variabilidad y mayor resistencia al deslizamiento en comparación con los otros tres métodos.



Gráfica 1: Gráfica de la estadística descriptiva

En la Tabla 2 se observa el análisis de varianza (ANOVA) que se utilizó para comparar fuerzas friccionales (resistencia al deslizamiento) entre los cuatro métodos de ligado. Con dicho análisis se encontró una alta diferencia significativa entre los promedios de la fuerza friccional ( $F=24.784$ ,  $P=0.000$ ).

**ANOVA**

Promedio

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	267.697	3	89.232	24.784	.000
Dentro de grupos	129.612	36	3.600		
Total	397.310	39			

Tabla 2: Tabla de análisis de varianza

En la Tabla 3 se observa una diferencia entre cada uno de los métodos de ligado al efectuar la prueba de Tukey.

Se detectó que el método de ligado 1 (7.85mm) y 2(8.88mm) se encuentran en el mismo subgrupo, lo que indica que el resultado no difiere significativamente.

El método de ligado 3 (14.40mm) y 4 (12.00mm) difieren de todos los demás; sin embargo, el método de ligado 3 es el que tiene mayor promedio y mayor variabilidad.

HSD Tukey

Métodos	N	Subconjunto para alfa = 0.05		
		1	2	3
1	10	7.8530		
2	10	8.8897		
4	10		12.0090	
3	10			14.4020
Sig.		.617	1.000	1.000

Se visualizan las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

a. Utiliza el tamaño de la muestra de la media armónica = 10.000.

Tabla 3: Prueba de Tukey.



## 7. DISCUSIÓN

Posterior a las observaciones y análisis de la literatura correspondiente al tema, se observa que las diversas investigaciones se han realizado gracias a un refinamiento del pensamiento cotidiano con toda la intención de reducir al máximo la fricción que se genera en los tratamientos ortodónticos. Como se observa en diversos artículos, existen numerosos factores que contribuyen a generar fricción. En un estudio “*in vitro*” se pretende representar lo que pasa en cavidad oral.

La revisión exhausta de la literatura relevante, es importante puesto que es la base para comprender mejor los fenómenos que ocurren durante las diferentes etapas del tratamiento ortodóntico; así como también a conocer nuevos materiales que pueden contribuir para disminuir los indeseables efectos adversos de la fricción.

El principal propósito del presente estudio fue evaluar la fricción que se genera empleando ligaduras elastoméricas de baja fricción; así como también, comparar estas ligaduras, con ligaduras elastoméricas convencionales y ligaduras metálicas, teniendo como finalidad de saber si utilizando dichas ligaduras es posible lograr movimientos dentarios mucho más fisiológicos, eficaces y con el menor daño biológico.

### **Comparación de métodos de ligado**

En reportes de investigación y estudios publicados en los que se hace referencia en el presente estudio, se menciona que la fuerza friccional en ortodoncia es de naturaleza multifactorial; puesto que, constituye un factor altamente relacionado al movimiento con deslizamiento dentario y de arcos. (Braun, 1999, Camargo, et. al. 2007, Doshi, 2011, Chen-Jung, et. al. 2013, Leal, et. al. 2014, Kuma, et. al. 2014).

El movimiento dental en ortodoncia combina leyes de fricción y de la fisiología, así como también, se definen factores físicos/mecánicos y biológicos. En estos estudios se demuestra que las fuerzas friccionales aumentarán dependiendo de una gran variedad de causas (Braun, 1999, Moore, 2004, Kuma et. al. 2014), algunos se enfocan en el método y/o tipo de ligadura empleada para colocar el arco en el bracket y se menciona que esto afecta significativamente el deslizamiento del alambre, generando fricción (Baccetti, et. al. 2008).

No obstante, se ha concluido en diversas publicaciones que todos los métodos de ligado son responsables de la resistencia al deslizamiento (Keith, et. al. 1993, Dhopatkar y Rock 2003, Baccetti, et. al. 2008, Ahmed, et. al. 2016).

En el presente estudio, se evaluó la fricción resultante del deslizamiento de brackets metálicos prescripción MBT 0.022” x 0.028” (American Orthodontics) sobre el alambre, utilizando dos tipos de ligaduras elastoméricas de baja fricción, Slide (Leone), Super Slick (TP Orthodontics), ligaduras elastoméricas convencionales Unisticks (American Orthodontics) y ligaduras metálicas (TP Orthodontics).

Se realizaron pruebas *in vitro* de 12 acetatos de acrílico transparente rectangular de 10cm de largo por 4mm ancho x 5mm de grosor. Se utilizaron 3 acetatos para cada uno de los grupos evaluados de ligado y se realizaron 10 mediciones de cada método, arrojando un total de 120 mediciones.

Al analizar los resultados de las pruebas realizadas, se observó que el método de ligado en el grupo experimental 3 (ligaduras metálicas) presentó mayor variabilidad y mayor resistencia al deslizamiento en comparación con los otros tres métodos (Tablas 1 y 2).

Hallazgos similares fueron reportados en el estudio de Kuma, et. al. 2014, en donde las ligaduras de acero inoxidable producen fuerzas variables. Por otra parte Schumacher, et. al. 1990, menciona que las ligaduras metálicas deben ser colocadas entre 90° y 180° con respecto al bracket para disminuir la resistencia al deslizamiento, lo que a su vez resulta difícil en la colocación de dichas ligaduras, señalando que consumen mayor tiempo de trabajo en el sillón dental para su colocación.

Esto se confirma en un estudio donde se menciona que la colocación de estas ligaduras es más tardada comparado con ligaduras elastoméricas. Agregando 12 minutos extras, para remover y colocar dichas ligaduras (Harradine, 2003).

Los resultados obtenidos coinciden con Arun y Vaz, 2011, quienes encontraron que la fricción causada por ligaduras elastoméricas es menor que la generada por ligaduras de acero inoxidable.

Por otra parte se difiere de los estudios de Frank, et. al. 1980 y Franco, et. al. 1995, en donde mencionan que las ligaduras metálicas son las de elección, ya que presentan menores fuerzas friccionales cuando se les compararon con ligaduras elastoméricas convencionales.

Así como también, en los estudios de Bednar, et al. 1991, y Chimenti, et. al. 2005, mencionan que al emplear ligaduras metálicas atadas ligeramente se obtienen mejores resultados que al emplear ligaduras elastoméricas convencionales.

Sin embargo otras investigaciones han demostrado, que las fuerzas de fricción producidas por ligaduras elastoméricas y ligaduras de acero inoxidable son análogas, (Arun y Vaz, 2011).

Se detectó que con el método de ligado empleado en el grupo experimental 1, donde ligaduras elastoméricas convencionales fueron utilizadas, (Unisticks, American Orthodontics) y el método de ligado empleado en el grupo experimental 2, en el cual ligaduras elastoméricas de baja fricción fueron evaluadas (Slide, Leone) se encuentran en el mismo grado de resistencia al deslizamiento o fricción, lo que indica que el resultado no difiere significativamente. Las ligaduras elastoméricas convencionales presentan menor fuerza friccional generada como se observa en los resultados estadísticos.

Por otra parte, los valores obtenidos no se asemejan a los resultados reportados por Uribe, et. al. 2012, donde mencionan que ligaduras elastoméricas convencionales producen mayor fricción que la ligadura metálica, así como también los valores no fueron consistentes en dicho estudio donde reportan que ligaduras de baja fricción Slide (Leone), presentan menores fuerzas friccionales comparadas con ligaduras elastoméricas convencionales.

Se observó una fuerza friccional elevada del método de ligado evaluado en el grupo experimental 4 (Super Slick). Siendo estos hallazgos diferentes a los encontrados en las investigaciones de Arun y Vaz, 2011, Baccetti, et. al. 2009, Crawford, et. al. 2010, Ramos, et. al. 2013, Dhopatkar y Rock, 2006 en donde mencionan que la ligadura

elastomérica Super Slick, presenta un recubrimiento que disminuye la fricción, convirtiéndolo en un elastómero lubricado, suave y con fácil deslizamiento.

Dhopatkar y Rock, 2006, observaron que las ligaduras Super Slick con brackets convencionales de acero inoxidable generan significativamente menor fricción que otros tipos de ligaduras elastoméricas o brackets de auto-ligado, esto cuando se utiliza con arcos 0.019" X 0.025"ss.

Sin embargo, en el análisis de los resultados se observa que existe diferencia en las fuerzas friccionales generadas por ligaduras de baja fricción (Slide) y ligaduras elastoméricas de baja fricción (Super Slick). Lo anterior, coincide con los hallazgos presentados en los estudios de Quintanilla 2005, Chimenti, et. al. 2005, Gandin 2008, Tecco 2007, Baccetti 2006 donde se menciona que ligaduras de baja fricción Slide en medición con brackets convencionales, generan fuerzas significativamente menores.

Así como han reportado Uribe, et. al. 2012, se concuerda que utilizar ligaduras elastoméricas de baja fricción Slide (Leone) en brackets convencionales pueden presentar fuerzas friccionales similares a los brackets de autoligado, utilizando alambre de acero inoxidable de calibre 0.019" x 0.025".

## 8. CONCLUSIONES

Al analizar los resultados obtenidos bajo las condiciones de este estudio *in vitro*, se formularon las siguientes conclusiones:

- 1- Se rechaza la hipótesis al observar que ligaduras de baja fricción no disminuyen la fricción resultante durante el deslizamiento del alambre en brackets metálicos convencionales.
- 2- Las ligaduras elastoméricas de baja fricción disminuyen las fuerzas friccionales cuando se compararon estas con las ligaduras metálicas.
- 3- La fricción resultante del deslizamiento de brackets convencionales sobre un alambre 0.019x0.025"ss, las ligaduras elastoméricas convencionales generaron menores fuerzas friccionales cuando estas se compararon con ligaduras metálicas y ligaduras de baja fricción.
- 4- La ligadura metálica presenta mayor variabilidad y mayor resistencia al deslizamiento en comparación con los otros 3 tipos de métodos de ligado.

## LITERATURA CITADA

1. Arun AV, Vaz AC. 2011. "Frictional characteristics of the newer orthodontic elastomeric ligatures". *Indian J Dent Res.* 22 (1): 95-9.
2. Baccetti T, Franchi L. 2006. "Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance". *Angle Orthod.* 76 (2): 211-216.
3. Baccetti T, Franchi L, and Camporesi M. 2008. "Forces in the Presence of Ceramic Versus Stainless Steel Brackets with Unconventional vs Conventional Ligatures". *The Angle Orthodontist.* 78 (1): 120-124.
4. Baccetti T, Franchi L, Camporesi M, Defraia E, and Barbato E. 2009. "Forces Produced by Different Nonconventional Bracket or Ligature Systems during Alignment of Apically Displaced Teeth". *The Angle Orthodontist.* 79 (3): 533-539.
5. Bednar, J. R. Gruendeman, G. W. and Sandrik, J. L. 1991. "A comparative study of frictional forces orthodontic brackets and arch wires". *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 100 (6): 13-22.
6. Braun, S. Bluestein, MME. M. B. Moore, K. and Benson, G 1999. "Friction in perspective". *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 115 (6): 619-627.
7. Burrow S. J. 2009. "Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review". *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 135 (4): 442-447.
8. Burrow S. J. 2010. "Canine retraction rate with self-ligating brackets vs conventional edgewise brackets". *The Angle Orthodontist.* 80 (4):626-633.
9. Camargo L, García S. 2007. "Fricción durante la retracción de caninos en

Ortodoncia”. Revista CES Odontología. 20 (2): 57-63.

10. Carneiro da Cunha, A. Marquezan, M. Ayres de Freitas, A.O. Nojima, I. L. 2011. “Frictional resistance of orthodontic wires tied with 3 types of elastomeric ligatures”. Braz Oral Res 25 (6): 526-530.
11. Chen-Jung Chang, Tzer-Min Lee, and Jia-Kuang Liu. 2013 “Effect of bracket bevel design and oral environmental factors on frictional resistance”. The Angle Orthodontist. 83 (6): 956-965.
12. Chimenti, C. Franchi, L. Giuseppe, M. G. Lucci, M. 2005. “Friction of Orthodontic Elastomeric Ligatures with Different Dimensions”. Angle Orthodontist, 75 (3): 421-425.
13. Cordasco, G., Lo Giudice, A., Militi, A., Nucera, R., Triolo, G., & Matarese, G. 2012. “In vitro evaluation of resistance to sliding in self-ligating and conventional bracket systems during dental alignment”. Korean Journal of Orthodontics. 42 (4): 218–224.
14. Crawford, N. L. McCarthy, C. Murphy, T. C. and Benson, P. E. 2010. “Physical Properties of Conventional and Super Slick Elastomeric Ligatures after Intraoral Use”. The Angle Orthodontist Vol. 80 (1). 175-181.
15. David J. De Franco, Robert E. Spiller Jr., and J. A. von Fraunhofer. 1995. “Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations”. The Angle Orthodontist. 65 (1): 63-72.
16. Devanathan D. 2000. “Performance study of a low friction ligature. In; only from TP orthodontics brochure. Research laboratory of TP Orthodontics. Indiana: La Porte

17. Fortini, A. Lupoli, M. Cacciafesta, V. 2005. "A new low-friction Ligation System". JCO. 39: 464-470.
18. Frank CA, Nikolai RJ. 1980. "A comparative study of frictional resistance between orthodontic bracket and arch wire". Am J Orthod. 78 (6): 593–609.
19. Gandini P, Orsi L, Bertoncini C, Massironi S, Franchi L. 2008 "In vitro frictional forces generated by three different ligation methods". Angle Orthod; 78 (5): 917-921.
20. Hain, M. Dhopatkar, A. Rock, P. 2003. "The effect of ligation method on friction in sliding mechanics". American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 123 (4): 416-422.
21. Hain, M. Dhopatkar, A. Rock, P. 2006. "A comparison of different ligation methods on friction". American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 130 (5): 666-670.
22. Henao SP, Kusy RP. 2004. "Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts". Angle Orthod. 74: 202-11.
23. Henao SP, Kusy RP. 2005. "Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design". Angle Orthod. 75 (1): 75-85.
24. Harradine N. 2003 "Self-ligating brackets: Where are we now? "Journal of Orthodontics", 30 (3): 262-273.
25. Keith O, Jones SP, Davies EH. 1993. "The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets". Br J Orthod. 20 (2): 09-115.



26. Khambay B, Millett D, McHugh S. 2004. "Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance". *Eur J Orthod.* 26 (3): 327–332.
27. Kuma S, Singh S, Hamsa R .P.R, Ahmed S, Prasanthma, Bhatnagar A, Sidhu M, Shetty P. 2014."Evaluation of friction in Orthodontics Using Various Brackets and Archwire Combinations-An in Vitro Study". *Journal of Clinical and Diagnostic Research.*8 (5): 33-36.
28. Kusy, Rp and whitley, Jq.1997. "Friction between different wire bracket configurations and materials. *Semin Orthod*". 3 (3):166- 177.
29. Masoud AI, Tsay TP, BeGole E, Bedran-Russo AK. 2014. "Force decay evaluation of thermoplastic and thermoset elastomeric chains: a mechanical design comparison". *Angle Orthod.* 84 (6): 1026–1033
30. Masoud, A, Bulic M, Viana G, & Bedran-Russo AK. 2016 "Force decay and dimensional changes of thermoplastic and novel thermoset elastomeric ligatures". *The Angle Orthodontist.* 86 (5): 818-825
31. Moore, M.M. Harrington, E. Rock, W.P. 2004. "Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance". *European Journal of Orthodontics,* 26 (6): 579-583.
32. Murayama, Masaki, Namura, Yasuhiro, Tamura, Takahiko, IWAI, Hiroaki, & SHIMIZU, Noriyoshi. 2013. "Relationship between friction force and orthodontic force at the leveling stage using a coated wire". *Journal of Applied Oral Science,* 21(6): 554-559.
33. Nieto M, Barrera J, González E, Parra I, Rodríguez A. 2012. "Comparación de la resistencia al deslizamiento en brackets de autoligado y brackets convencionales ligados con ligadura elastomérica convencional y ligaduras de baja fricción". *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia,* 23 (2): 192-206.

34. Ogata R, Nanda R, Duncanson M, Sinha P, Currier G. 1996. "Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections". *Am J Ortho Dentofac Orthop.* 109 (5): 535-42.
35. Petersen A, Rosenstein Sh, Ki Beom Kim, & Israel H. 2009. "Force Decay of Elastomeric Ligatures: Influence on Unloading Force Compared to Self-Ligation". *The Angle Orthodontist.* 79 (5): 934-938.
36. Proffit, W R and fields, HW. 2002. "Principios mecánicos en el control de las fuerzas ortodóncicas". *Ortodoncia contemporánea.*
37. Quintanilla, S. 2005. "Arco recto de baja fricción: sistema Synergy (1.<sup>a</sup> parte) Straight wire low friction: Synergy system". *Ortod Esp,* 45 (2): 83-112.
38. Renata C. Leal, Flávia L. B. Amaral, Fabiana M. G. França, Roberta T. Basting, and Cecilia P. Turssi .2014. "Role of lubricants on friction between self-ligating brackets and archwires". *The Angle Orthodontist.* 84 (6): 1049-1053.
39. Schumacher, H.A.; Bourauel, C.; and Drescher, D.1990."The effect of the ligature on the friction between bracket and arch Fortschr". *Kieferorthop.* 51 (2): 106-116.
40. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L.1997. " Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures". *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*111 (1): 1-11.
41. Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Di Lorio D, De Attilio M. 2005 "Friction of conventional and selfligating brackets using a 10 bracket model". *Angle Orthodontist.* 75 (6): 1041-1045.

42. Tecco S, Di Iorio D, Cordasco G, Verrocchi I, Festa F. 2007. "An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low-friction ligatures, and archwire on frictional resistance". *Eur J Orthod.* 29 (4): 390-397.
43. Thorstenson GA, Kusy RP. 2002. "Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state". *Am J Orthod Dentofacial Ortho.* 122 (3) :295- 305.
44. Thorstenson GA, Kusy RP. 2002. "Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states". *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 121 (5) :472-82.
45. Tselepis, M. Brockhurst, P. West, V. C. 1994. "The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires". *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 106 (2): 131-138.
46. Umal H. Doshi and Wasundhara A. Bhad-Patil. 2011. "Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations". *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 139 (1): 74-79.
47. Vaughan JL, Duncanson MG Jr, Nanda RS, Currier GF. 1995. "Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wire". *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 107 (1): 20-7.
48. Venâncio, F. R. Vedovello, S. A. S. Tubel, Malanconi, C. A. Degan, V. V. Lucato, A. S. Leal, L. N. 2013. "Effect of elastomeric ligatures on frictional forces between the archwire and orthodontic bracket". *Braz J Oral Sci.*, 12 (1): 41-45.
49. Wisniak, J. (2005). "Guillame Amontons". *CENIC Ciencias Químicas.* 36 (3): 187-195.

50. Zhang H, Shuyu Guo, Dongyue Wang, Tingting Zhou, Lin Wang, and Junqing Ma. 2016. "Effects of nanostructured, diamondlike, carbon coating and nitrocarburizing on the frictional properties and biocompatibility of orthodontic stainless steel wires". *The Angle Orthodontist*. 86 (5): 782-788.

## **RESUMEN BIOGRÁFICO**

Norma Cecilia Gallardo Vela  
Candidato para el Grado de  
Maestro en Ortodoncia

Tesis: “EVALUACIÓN DE FRICCIÓN EN DESLIZAMIENTO ORTODÓNCICO  
CON DIFERENTES MATERIALES DE LIGACIÓN”

Campo de Estudio: Ciencias de la Salud

Datos Personales: Nacido Monterrey, N.L. México el 22 de Noviembre de 1988, hija de José Agustín Gallardo Camargo y Norma Elsa Vela Rojas.

Educación: Egresado de la Universidad de Monterrey, grado obtenido Médico Cirujano Dentista en 2013 con mención CUM LAUDE.