



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
ESCUELA DE POSGRADO

INFLUENCIA DEL ORTHOSPEED[®]
SOBRE LA RESISTENCIA FRICCIONAL
DE LOS ALAMBRES UTILIZADOS EN
ORTODONCIA SENTALLOY[®] DE 0.014”
(GAC) Y TURBO[®] 0.017” x 0.025”
(ORMCO). ESTUDIO IN VITRO.

TESIS PARA OPTAR EL GRADO DE
MAESTRO EN ESTOMATOLOGÍA

EDLAR JOEL ROSAS GONZALES

LIMA-PERÚ

2017

ASESOR DE ESPECIALIDAD

Dr. Abraham Meneses López

Departamento Académico del Niño y el Adolescente

ASESOR METODOLÓGICO

Mg. Esp. Carlos Liñán Durán

Departamento Académico del Niño y el Adolescente

A mi esposa Soledad por su amor,
comprensión y apoyo en mi pasión por
la investigación.

A mis hijas Sofía y Anna Paula, estoy
seguro que van a superar el ejemplo que
pretendo darles.

A la memoria de mis padres Paula y
Guillermo; y mi hermano Pepe. Todo se
los debo a ustedes.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por darme vida y tantas gratas experiencias.

A mis asesores por su dedicación y paciencia.

A todos aquellos que participaron en el desarrollo de esta investigación.

RESUMEN

Objetivo: Evaluar in vitro la influencia del Orthospeed® sobre la resistencia friccional de los alambres Sentalloy® de 0.014” (GAC) y Turbo® 0.017 x 0.025” (Ormco). **Materiales y métodos:** Se utilizaron 60 segmentos de alambre, 30 de 0.014” y 30 de 0.017 x 0.025”, asignándose 10 de cada grupo para las capas intermedias: estado seco, saliva artificial y Orthospeed®; cada alambre se colocó sobre una maqueta formada por una placa con tres brackets Damon MX. **Resultados:** En ambos tipos de alambre se encontró diferencia estadísticamente significativa al comparar todas las capas intermedias, así mismo, entre los pares seco y saliva y los pares seco y Orthospeed®, sin embargo, no se encontró diferencia estadística significativa entre saliva y Orthospeed®. **Conclusiones:** La aplicación del Orthospeed® redujo la resistencia friccional entre los alambres y brackets utilizados.

PALABRAS CLAVE: ortodoncia, lubricantes, fricción

ABSTRACT

Objective: To evaluate the influence of Orthospeed® on the frictional resistance of Sentalloy® wires of 0.014 "(GAC) and Turbo® 0.017 x 0.025" (Ormco). **Materials and methods:** 60 wire segments were used, 30 of 0.014 "and 30 of 0.017 x 0.025", 10 of each group being assigned to the intermediate layers: dry state, artificial saliva and Orthospeed®; Each wire was placed on a model made up of a plate with three brackets Damon MX. **Results:** In both types of wire, a significant statistical difference was found when comparing all intermediate layers, as well as between dry and saliva pairs and the dry and Orthospeed® pairs; however, no significant statistical difference was found between saliva and Orthospeed®. **Conclusions:** The application of Orthospeed® reduced the frictional resistance between the wires and brackets used.

KEYWORDS: orthodontics, lubricants, friction.

TABLA DE CONTENIDOS

	Pág.
I.INTRODUCCIÓN	1
II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	2
II.1. Planteamiento del problema	2
II.2. Justificación	3
III. MARCO REFERENCIAL	4
IV.OBJETIVOS	22
IV.1. Objetivo general	22
IV.2. Objetivos específicos	22
V. HIPÓTESIS	23
VI. MATERIALES Y MÉTODOS	24
VI.1. Diseño del estudio	24
VI.2. Grupo de estudio	24
VI.3 Muestra	24
VI.3.1. Criterios de selección	26
VI.4. Variables	26
VI.5. Técnicas y/o procedimientos	28
VI.6. Plan de análisis	32
VI.7. Consideraciones éticas	32
VII. RESULTADOS	33
VIII. DISCUSIÓN	35

IX. CONCLUSIONES	41
X. RECOMENDACIONES	42
XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	43
ANEXOS	50

I. INTRODUCCIÓN

El control de la fricción entre el bracket y el arco de alambre es muy importante en los tratamientos de ortodoncia. En la etapa de alineamiento y nivelación la fricción debe ser mínima, y para ello se siguen desarrollando nuevos materiales y diseños en la fabricación de arcos de alambre y brackets ortodóncicos. Desde hace ocho años aproximadamente se comercializa en España un producto llamado Orthospeed[®], éste se promociona como un producto que disminuye el tiempo de tratamiento.

La fricción, el desgaste y la lubricación entre diferentes superficies son estudiados por la Tribología, esta disciplina es muy importante para conocer el correcto desempeño y prolongación del funcionamiento de micro y macro estructuras mecánicas. Se han realizado diversos estudios sobre fricción comparando brackets, alambres y combinaciones entre ellos; así como, la influencia de la saliva, corrosión y angulación. La interfase entre estos dos elementos juega un papel negativo cuando se trata de corrosión o rugosidad superficial, pues aumenta en gran medida la fricción, el empleo de un lubricante como el Orthospeed[®] puede reducir considerablemente la resistencia friccional; y en ello radica su importancia, ya que permitiría reducir la cantidad de fuerza aplicada logrando que el tratamiento ortodóncico sea más confortable. El propósito de este estudio es evaluar la influencia del Orthospeed sobre la resistencia friccional en aparatología fija; teniendo como grupos control a la saliva artificial y al estado seco.

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II.1. Planteamiento del problema

La reducción del tiempo de tratamiento es un objetivo perseguido por los investigadores y clínicos en la especialidad ortodóncica haciendo uso de los avances en tecnología, bioquímica, cirugía, etc. Se han realizado modificaciones en el diseño del brackets y se han desarrollado de alambres con nuevos materiales, con la finalidad de reducir la fricción y de esta manera intentar que los tratamientos ortodóncicos duren menos. El uso del Orthospeed® como lubricante para reducir la fricción surge como una innovación con una propuesta interesante. Investigaciones han demostrado que la interfase o espacio entre el bracket y el alambre tienen una influencia importante en la resistencia friccional, la corrosión y alteración de la rugosidad superficial aumenta la fricción, y un lubricante puede ejercer un efecto contrario. El estudio in vitro que sustenta que el Orthospeed® reduce la fricción, no utiliza los estándares universales de ensayos en laboratorio, y no tiene una validación científica completamente aceptable sobre su eficacia en la reducción de la resistencia friccional. En diversas técnicas o sistemas de brackets autoligantes recomiendan el uso del arco de níquel titanio de 0.014” pulgadas de diámetro como arco inicial; y existen alambres de última generación como los alambres trenzados rectangulares de níquel titanio que ofrecen no solo participar en el alineamiento y nivelación sino que pueden iniciar el control del torque, por ello se plantea la siguiente pregunta:

¿Qué influencia tiene el Orthospeed® sobre la resistencia friccional de los alambres Sentalloy® de 0.014” (GAC) y Turbo® 0.017” x 0.025” (Ormco)?

II.2. Justificación

Desde el punto de vista teórico, este estudio pretende utilizar una metodología científica adecuada para comprobar la reducción friccional que el Orthospeed[®] propone, pues los antecedentes que este producto tiene no se ajustan a los estándares internacionales de investigación in vitro. Creando un precedente que facilite la investigación en lubricantes similares que ayuden a disminuir la fricción.

Desde el punto de vista clínico este estudio pretende validar científicamente un producto que reduce la fricción, y puede intervenir como un elemento importante en la práctica clínica que puede ser utilizado en la fase de nivelación y alineamiento así como en el cierre de espacios.

Desde el punto de vista social puede reducir los costos del tratamiento ortodóncico, debido a que al reducir la fricción podría disminuir tiempo de tratamiento y la cantidad de citas.

III. MARCO REFERENCIAL

A fines del siglo XV, Leonardo Da Vinci planteó las dos leyes básicas de la fricción por deslizamiento. La resistencia friccional al deslizamiento es proporcional a la carga y, en segundo lugar, independientemente del área aparente de las interfaces de deslizamiento. La comprobación experimental por Amontons y Coulomb, en 1699 y 1781, respectivamente, permitió que se formalicen las leyes de fricción en seco actualmente reconocido como estimaciones aceptables de la dinámica friccional seca.¹

El físico francés Charles-Augustín de Coulomb en el siglo XVIII (conocido por sus investigaciones en electrostática) agregó una tercera ley la que manifiesta que la fuerza de fricción es independiente de la velocidad de deslizamiento normal. A pesar que el coeficiente de fricción es independiente del área aparente de contacto, de la fuerza de la carga y de la velocidad de deslizamiento, esto va a depender en parte de que si la fuerza se aplica sobre un objeto inerte (fricción estática) o cuando está en movimiento (fricción dinámica).¹

En términos físicos, la fricción o el rozamiento que existe entre dos superficies que contactan, es "la resistencia que se opone al inicio del movimiento" también llamada fuerza de fricción estática y "la resistencia que se opone al deslizamiento de una superficie sobre la otra cuando ya se ha iniciado el movimiento" que se conoce como la fuerza de fricción dinámica, los cuales van a generarse principalmente por las imperfecciones microscópicas entre las superficies que tienen contacto.²

Entre los componentes de la fricción tenemos a la Resistencia Friccional que es la fuerza que va a resistir el movimiento entre dos superficies, la Fuerza Normal que es la fuerza

perpendicular a la superficie del objeto, que en este caso corresponde a los elementos que ligan el alambre hacia el bracket y el Coeficiente de fricción que es la constante friccional que tiene un determinado objeto.³

Se han demostrado los efectos de la fuerza aplicada, las dimensiones de la ranura, el tamaño del arco de alambre y su composición; sobre la resistencia friccional; afirmando que la fricción es proporcional a la carga aplicada e inversamente proporcional al ancho del bracket, donde el tamaño del arco y las dimensiones de la ranura tienen pocos efectos.⁴

La fuerza normal que en ortodoncia se aplica con la colocación de ligaduras, influye generando más fricción, dependiendo del grado de fuerza con el que son ajustadas las ligaduras metálicas y de la calidad de las ligaduras elastoméricas. A pesar de que los brackets autoligantes no presentan esta fuerza en etapas iniciales del tratamiento generan diferentes grados de fricción dependiendo del alambre con el que son sometidos a las pruebas.^{5,6,7}

Los coeficientes de fricción estática y cinética, en general, tienen magnitudes entre cero y uno, se determinan experimentalmente y dependerá de la rugosidad relativa de las superficies de contacto. En la mayoría de los casos, el coeficiente cinético no puede ser mayor que su contraparte estática.⁸

Los factores que intervienen en la resistencia friccional durante la mecánica ortodóncica de deslizamiento, incluyen a variables físicas como el arco de alambre: material (acero, TMA, Níquel-Titanio, Elgiloy, etc.), textura superficial, forma, tamaño, sección transversal., rigidez y propiedades elásticas, forma del arco, etc. Ligadura para sostener el arco en la ranura del bracket: fuerza aplicada, tipos de ligación, material de ligadura.

Bracket: material, dimensiones y diseño del bracket, ancho y profundidad de la ranura, prescripción. Aparatología ortodóncica: distancia entre los brackets, llenado de la ranura por el arco de alambre, nivel de la ranura de los brackets entre dientes vecinos, angulación arco-bracket (ángulo crítico). Variables biológicas: saliva, placa dental, película adquirida, corrosión, partículas de comida, etc.^{2, 9, 10, 11}

Un factor importante que también influye en la fricción es la capa intermedia o fluido medio, que es la interfase localizada a nivel molecular entre dos superficies que contactan, puede estar constituido de diferentes materiales (usualmente líquidos), y también por corrosión.^{2, 12, 13}

En la cavidad oral, los aparatos ortodóncicos están expuestos a muchos agentes químicos, biológicos y físicos potencialmente perjudiciales que pueden causar la oxidación de su componente metálico. El tipo más común de oxidación es la corrosión en la que los metales interactúan con el medio ambiente para formar hidróxidos o compuestos organometálicos que conducen a la alteración del equilibrio de oxidación-reducción. Los arcos de níquel-titanio generan el más alto estrés oxidativo, y el acero inoxidable y titanio-molibdeno el más bajo.¹²

Los componentes ortodóncicos envejecidos en boca muestran signos de degradación tales como cambios morfológicos y alteraciones superficiales de la corrosión, desgaste y formación de tegumentos. La preocupación sobre el impacto clínico de estas alteraciones incluyen sus implicaciones en la biocompatibilidad, y el deterioro del rendimiento del aparato ortodóncico. Los materiales metálicos ortodóncicos suelen estar compuestos por aleaciones que incluyen varios metales básicos como níquel, cromo, cobalto, hierro,

molibdeno y titanio. El níquel podría provocar reacciones alérgicas a nivel periodontal como la hiperplasia gingival en pacientes ortodóncicos. Esta alteración superficial en los dispositivos ortodóncicos puede comprometer la estética del aparato, aumentar la adhesión microbiana, modificar las activaciones del alambre - bracket como la expresión del torque, provocar fracturas durante el uso clínico e influyen en la magnitud de la fricción entre el bracket y el alambre³

Los movimientos dentales en ortodoncia son el resultado de un sistema de fuerzas aplicadas a los tejidos. Los alambres de ortodoncia generan las fuerzas biomecánicas, para lograr que se realice el movimiento de los dientes lo cual es fundamental para la práctica de la ortodoncia. Los cambios en el campo de la biomecánica en gran parte han sido posible gracias a los nuevos materiales de ortodoncia.^{14,15}

Con el rápido desarrollo en los materiales utilizados en ortodoncia en los últimos años, ha habido un cambio en las diferentes aleaciones que tienen diferentes grados de rigidez para la misma forma y tamaño del arco de alambre, por lo que la rigidez puede disminuir sin reducir la dimensión de la sección transversal. Desde la introducción del Níquel Titanio (NiTi) se produce una mayor tendencia a usarlo continuamente en las etapas tempranas del tratamiento.^{16, 17,18}

El alambre de 0.014” de níquel titanio se suele utilizar como arco inicial de tratamiento. Y entre los diseños más innovadores figura el alambre Turbo[®] (trenzado preformado de níquel-titanio) que combina la ventajas del altamente resiliente Ni-Ti con el diseño rectangular. El proceso de trenzado aumenta la propiedad elástica del Ni-Ti. Esta

combinación aumenta su rendimiento y eficiencia para lograr el control del torque en la etapa inicial, incluso en las maloclusiones más severas.^{19, 20}

En la primera parte de los tratamientos ortodóncicos es muy importante el control de la resistencia friccional. En la etapa de alineamiento y nivelación la fricción debería ser mínima. El control de la fricción durante la fase intermedia va a depender de ciertos factores, en los tratamientos con extracciones es recomendable una fricción alta para lograr expresar la prescripción de los brackets y establecer el torque; y en los tratamientos con extracciones es mejor una fricción máxima en los incisivos para mantener el torque y mínima fricción en las piezas dentarias posteriores para facilitar la mecánica de cierre de espacios. La fricción debe ser máxima durante la última fase para alcanzar exactamente la posición dentaria ideal.^{21, 22}

Cuando el arco de alambre tiene cierta angulación en relación a la ranura del bracket, binding o deformación elástica, comienza a contribuir con el aumento de la resistencia friccional. El ángulo formado por el alambre en contacto con los bordes de las paredes de la ranura se llama ángulo crítico y si dicho ángulo se incrementa puede deformar físicamente el arco de alambre (notching).²

Hoy en día, hay una mayor tendencia de que las investigaciones se centren en métodos de aceleración para el movimiento de los dientes debido a la gran demanda de un tiempo más corto del tratamiento de ortodoncia. Desafortunadamente, a lo largo del tratamiento de ortodoncia se plantean varios inconvenientes como la mayor predisposición a la caries, recesión gingival, y reabsorción radicular. Esto aumenta la necesidad de encontrar el mejor método para aumentar el movimiento de los dientes con las menores desventajas

posibles. Hay una gran cantidad de investigaciones sobre movimiento dental realizadas con la inoculación de activadores citoquímicos; por desgracia, la mayoría de ellos se realizaron en animales. Las citoquinas y la vitamina D muestran resultados prometedores; Por otro lado, la relaxina no acelera el movimiento del diente, pero aumenta la movilidad dental. La terapia con láser de baja frecuencia ha mostrado resultados positivos. El abordaje quirúrgico tiene el más predecible de los resultados pero con una aplicación limitada debido a su agresividad. La técnica de corticotomía es considerada como uno de los mejores abordajes quirúrgicos, ya que plantea una buena respuesta de los tejidos periodontales y excelente resultado estético. Debido a las ventajas y desventajas de cada enfoque, deben hacerse nuevas investigaciones para determinar el mejor método para tratar de reducir el tiempo de tratamiento.^{24, 25, 26, 27,}

Durante muchos años se ha desatado una controversia sobre si los medios fluidos orales se comportan como un lubricante o un adhesivo, cuando un bracket se desliza a través de un arco de alambre. Sin lugar a dudas, en la cavidad oral existen ambos estados, seco y húmedo, el primero como el contacto entre el arco de alambre y los brackets al reducirse la capa de saliva (contacto dos superficies "secas"), y el segundo cuando la aparatología ortodóncica se baña con los fluidos salivales (en efecto, la presencia del aparato de ortodoncia en la cavidad oral inicialmente estimula el aumento la producción de saliva). La saliva podría comportarse como un lubricante o un adhesivo, ello no depende de la viscosidad de la saliva pero si del material de la combinación arco de alambre – bracket, debido a investigaciones realizadas con saliva humana o en saliva artificial. La saliva artificial suele utilizarse en pacientes geriátricos que sufren de xerostomía asociada a la

senectud, la radioterapia, etc. La saliva artificial no es un sustituto válido para entornos normales durante el tratamiento ortodóncico ya que puede provocar corrosión.²

La química de superficie se refiere a las alteraciones que se producen como resultado de la modificación del material original. Por ejemplo, en acero inoxidable, esto significa la aparición de una capa de pasivación de óxido de cromo, y en las aleaciones de titanio se forma una capa de un compuesto intersticial ya sea de óxido de titanio, nitruro de níquel, o de carburo. En ambos casos las capas son más duras que el material original. La química de la superficie de esta nueva capa va a controlar las características de fricción.²⁹

En ortodoncia debe ser considerada la fricción de tres elementos (bracket, alambre y capa intermedia) ya que los aparatos pueden ser bañados en la saliva, en los alimentos sólidos o líquidos, o en soluciones o suspensiones con saliva. El espesor de la capa intermedia depende de varias características, tres de las cuales son su constitución, la tensión superficial y la viscosidad.²⁹

La capa intermedia puede constituirse de diferentes materiales y de diversos grosores. Los líquidos o soluciones causan principalmente cambios electroquímicos, tales como el grabado, disolución o corrosión. En los casos en que el espesor de la capa intermedia es tanta que el alambre y el soporte no pueden contactar entre sí, existe lubricación hidrodinámica. Cuando la capa se convierte en un grosor similar con las asperezas del alambre o del bracket, se denomina límite de lubricación. La transición entre ellos se llama lubricación fluida parcial. En comparación con líquidos o soluciones, los sólidos o suspensiones causan cambios mecánicos que habitualmente producen modificaciones topográficas de una o ambas superficies. Los sólidos o suspensiones pueden influir en la

fricción dependiendo de la dureza de la película lubricante que forman. La formación de una capa intermedia otorga el grado en que la capa intermedia trabaja como un lubricante o un adhesivo.²⁹

La viscosidad de un fluido caracteriza el comportamiento de la fricción deslizante de los cuerpos. Newton describió la viscosidad como la resistencia de la capa intermedia (o la llamada 'fricción interna'). Einstein asumió que el material particulado tenía geometría esférica, que estas esferas eran rígidas y mucho más grandes que la estructura fundamental del líquido, en la que ocurrió la humectación o propagación, y que la suspensión se diluye de modo que cada partícula actúa de forma independiente. La saliva con sus propios elementos, flora bacteriana, y las partículas de alimentos pueden afectar la fricción.²⁹

Se sabe que la superficie y la composición química de los arcos de alambre ortodóncicos influyen en las características mecánicas, tales como: el coeficiente de fricción, el comportamiento de desgaste, el comportamiento a la corrosión y por lo tanto su biocompatibilidad. Los aparatos de ortodoncia se hacen comúnmente de aleaciones como el acero inoxidable (SS), de cromo-cobalto de níquel titanio (NiTi) y otras aleaciones que contienen titanio, tales como níquel-titanio-cobre (NiTiCu) y Titanio molibdeno (TMA). En ortodoncia, el SS se utiliza normalmente en su fase austenítica de tipo 18-8 (18% de cromo y 8% de níquel) que es conocido como American Iron and Steel Institute Tipo 304. Las aleaciones de NiTi usados en ortodoncia presentan un porcentaje casi equiatómico de níquel y titanio. Dependiendo del fabricante del contenido de níquel puede oscilar entre 51,3 a 57% y el contenido de titanio 43 a 48,7%. En NiTiCu contenido de Cu oscila entre 5,5 a 6,9% . Comercialmente los arcos NiTiCu disponibles se refieren comúnmente como CuNiTi en la literatura ortodóncica y la práctica clínica diaria. En las aplicaciones de

ortodoncia el bajo coeficiente de fricción es especialmente útil ya que los movimientos de los dientes se ven favorecidas y las fuerzas pueden ser transmitidas a la dentición durante un período de activación inferior que resulta en una respuesta biológica deseable. A pesar de estas ventajas, la falta de un bajo coeficiente de fricción hace difícil optimizar el uso de estos materiales en aplicaciones ortodóncicas. Se han estudiado diferentes tratamientos con el fin de disminuir estos valores de fricción. Las tasas de desgaste deben ser bajas porque los residuos producidos por el desgaste pueden ser tóxicos en los tejidos. La mecánica de deslizamiento de ortodoncia se ve afectada por muchos factores que influyen en el comportamiento del alambre-bracket, tales como: la composición química de los arcos de alambre y los brackets, la anchura y el tamaño de la ranura en el soporte, la forma, espesor de los arcos, el tipo de ligadura, la rugosidad superficial o el medio ambiente (húmedo o seco).²⁹

En relación al efecto que produce la saliva sobre la resistencia friccional, el deslizamiento era más difícil cuando la saliva artificial estuvo presente que cuando no intervino ningún fluido. Estos resultados difieren, en parte, a partir de experimentos similares que compararon la saliva humana y el estado seco, la saliva humana actuaba a veces como un adhesivo (por ejemplo, parejas de acero sobre acero) pero en otras ocasiones se comportaron como un lubricante (por ejemplo, los arcos de níquel titanio sobre soportes de acero inoxidable).³⁰

Una innovación en la reducción de la fricción a base de un lubricante es el Orthospeed® que logra este resultado al formar una cobertura entre la superficie de los metales en contacto, es decir, en el metal del bracket y el metal del alambre. Este recubrimiento va a ocasionar un cambio en la estructura de las superficies de dichos metales lo que tiene

como consecuencia directa una reducción de la resistencia friccional que se da entre los metales cuando contactan sus superficies.³¹

Es fabricado por Laboratorios Cosmodent, S.L. Guarnizo – Cantabria España. La composición del gel de Orthospeed® es: triclosán, olea europea oil, fluoruro sódico 0.124%, agua, polisorbato 80, extracto de aloe barbadensis y citrato de zinc. Esta composición le permite también ser eficaz sobre el control del aumento de la placa bacteriana, cuando es aplicado subgingivalmente.³²

La mayoría de los aceites vegetales consisten principalmente en triacilglicéridos, también denominados triglicéridos, son moléculas de glicerol con tres ácidos grasos de cadena larga unidos a los grupos hidroxilo por medio de enlaces éster. La estructura de los triglicéridos de los aceites vegetales proporciona cualidades deseables en un lubricante. Las cadenas largas de ácidos grasos polares proporcionan películas lubricantes de alta resistencia que interactúan fuertemente con las superficies metálicas, reduciendo tanto la fricción como el desgaste. Las interacciones intermoleculares fuertes son también resistentes a los cambios de temperatura que proporcionan una viscosidad más estable. Los aceites vegetales han mostrado excelentes propiedades de lubricación en las investigaciones de laboratorio. Sin aditivos, los aceites vegetales superaron los aceites minerales en antidesgaste y fricción y resistencia a la fatiga. Los lubricantes de aceite vegetal comparados con los homólogos del aceite mineral, muestran un menor coeficiente de fricción, capacidad de carga equivalente y mejor resistencia a la corrosión.³³

ANTECEDENTES

Frank y Nicolai³⁴ (1980), evaluaron y compararon las fuerzas de fricción generadas en una simulación experimental de la retracción canina en un arco de alambre continuo. Fueron elegidas seis variables independientes: tamaño y forma del alambre (redondos de 0.016", 0.018" y 0.020", rectangulares de 0.017" x 0.025" y 0.019" x 0.025"), ancho y diseño del bracket (Narrow, Twin, Begg, Edgelok y Lewis anti-tip), angulación de segundo orden que se forma entre el bracket y el arco de alambre (0°, 3°, 6° y 10°), material del alambre (acero inoxidable, Elgiloy amarillo y Nitinol), la fuerza de ligadura y el tipo de ligación (acero inoxidable: 150, 225 y 300 gr; anillos elastoméricos y acero inoxidable con anillos elastoméricos: (150 gr con una o dos hebras) y la distancia interbracket (7, 10 y 13 mm). Concluyendo que la resistencia a la fricción no depende de las bajas angulaciones alambre - bracket; el ancho del bracket y la fuerza de ligadura fueron los dominantes en el nivel de fricción. Cuando se incrementó la angulación, sí se convirtió en un factor que afecta la fricción. La forma y rigidez de alambre ejerce influencia sustancial en la magnitud de la fuerza de fricción.

Ogata y Nanda³⁵ (1996), evaluaron los efectos de diferentes combinaciones de brackets y alambres con dobleces de segundo orden en la fricción cinética. Fueron evaluados trece brackets diferentes, seis con ranuras de 0,018 x 0,025 pulgadas y siete con 0.022 x 0.028 pulgadas con alambres de ortodoncia de acero de seis tamaños y formas diferentes 0.016, 0.016 x 0.022, 0.017 x 0.025, 0.018, 0.018 x 0.025 y 0,019 x 0,026 pulgadas por cuatro deflexiones de segundo orden de 0,00, 0,25, 0,50, y 0,75 mm. Los alambres se ligaron en los brackets con módulos elastoméricos. El movimiento del bracket y la medición se realizó mediante un instrumento universal de ensayos Instron. La deflexión de segundo

orden fue creada por una prueba especialmente diseñada y que permitió dos pares alternos de los cuatro brackets del total que se compensará en incrementos de 0,25 mm. La fuerza de fricción cinética aumentó para cada combinación bracket – alambre cuando aumentó la deflexión de segundo orden. La fricción aumentó con alambres de mayor calibre, los alambres rectangulares producen una mayor fricción que los alambres redondos. Los diseños del bracket que limitaban la fuerza de la ligadura en el alambre generaron menos fricción con deflexiones bajas de segundo orden.

Kusy et al.³⁶ (1991), evaluaron los coeficientes de fricción de alambres de acero inoxidable, cromo cobalto, níquel titanio o beta-titanio (0.018" x 0.025" ó 0.021" x 0.025"); contra brackets de acero inoxidable o de alúmina policristalina; en los estados seco y húmedo (saliva). Utilizaron saliva humana. Para los experimentos se liga con alambre de ligadura de acero inoxidable de 0.010" que presionan cada arco de alambre en la ranura de 0,018" o 0,022 " de cada bracket, a 34°C. Las fuerzas de fricción se midieron con una velocidad de deslizamiento de 1 mm / min, con cargas desde 0,1 a 1,0 kg en incrementos de 0,1 kg. En el estado seco, los menores coeficientes de fricción fueron para las combinaciones en acero inoxidable y los mayores coeficientes para las combinaciones con alambre beta-titanio. Los coeficientes de las combinaciones con brackets de alúmina policristalina fueron generalmente mayores que las combinaciones correspondientes a brackets de acero inoxidable. En estado húmedo, los coeficientes cinéticos de las combinaciones en acero inoxidable aumentaron hasta 0,05 sobre el estado seco. En contraste, todas las combinaciones con alambre beta titanio en estado húmedo, el coeficiente se redujo al 50% de los valores en estado seco. Los resultados muestran que

la saliva puede promover adhesividad con unos materiales y comportamientos lubricantes con otros.

Artículo y Kusy³ (1999), estudiaron la resistencia al deslizamiento en relación a cinco angulaciones bracket – alambre (0°, 3°, 7°, 11°, y 13°) utilizando nueve combinaciones diferentes de brackets de acero inoxidable, cristal de zafiro, o alúmina policristalina; con alambres 0.021” x 0.025” de acero inoxidable, níquel titanio, o beta-titanio. Deslizaron los alambres a través de los brackets a 1 mm / minuto en estado seco a 34 °C. Con angulaciones bajas, todas las combinaciones con acero inoxidable, obtuvieron la menor resistencia al deslizamiento. Cuando la angulación superó aproximadamente 3°, la resistencia al deslizamiento aumentó en 100 veces. En angulaciones altas, las combinaciones de acero inoxidable obtuvieron la mayor resistencia al deslizamiento, mientras que con el alambre de níquel titanio tenían la menor.

Kusy y Withley³⁰ (2003), evalúan la influencia del uso de saliva artificial en los coeficientes de fricción, se midieron utilizando cuatro medios: un control, estado seco; saliva humana entera; agua desionizada; y cinco salivas artificiales (Moi-Stir, Orex, Salivart, sustituto de la saliva, y Xero-Lube). La saliva humana se obtuvo de 35 adultos sanos de sexo masculino, después de masticar parafina, expectoran hasta obtener 10 ml de esputo. Se verificó que la composición de estos sustitutos de la saliva eran de 95% y 5% se compone de edulcorantes y humectantes, espesantes, conservantes, sales, fluoruros, fosfatos, y aromatizantes. Se midieron los coeficientes de fricción, tanto la estática y cinética, en arcos de alambre 0.021” x 0.025” de beta-titanio (TMA) contra brackets policristalinos alúmina (Lumina) de 0,022”. Usando una máquina de ensayo Instron, a 10

mm / min incrementando la fuerza gradualmente: 200, 400, 600, 800, y 1000 centi-Newtons. Concluyendo que la saliva humana tiene menor coeficiente de fricción estática y cinética.

Withley y Kusy³⁷ (2007), estudian las propiedades de aleaciones sin níquel debido a las alergias que provoca este componente. Para ello seleccionan arcos de alambre 0.017" x 0.025", acero inoxidable, beta-titanio y titanio, con brackets de titanio 0.018". En estado seco y con saliva humana. A una temperatura de 34° C. Todas las pruebas en estado húmedo se llevaron a cabo con saliva humana entera que se obtuvo sin estimular. La resistencia al deslizamiento se midió con una velocidad de 10 mm por minuto y una distancia interbracket de 18 mm. Resultando que con espacio libre (0°) los coeficientes de fricción de los alambres de acero fueron 0,12 y 0,13 para las pruebas secas y húmedas, respectivamente; para los alambres de titanio los valores fueron 0,29 y 0,28 para las pruebas secas y húmedas, respectivamente. La resistencia friccional aumentó en función de la angulación. Concluyendo que en la región pasiva, donde solo intervienen las superficies, los arcos de alambre de titanio tienen coeficientes de fricción altos en comparación con los coeficientes de los arcos de acero. En la región activa, donde las propiedades de superficie y los efectos de la angulación son importantes, los arcos de acero y los arcos de titanio tienen coeficientes de fricción similares. En la región activa donde las tensiones exceden las propiedades elásticas de los arcos de alambre, se produce la deformación plástica en el arco de alambre y bracket. En los ángulos superiores, el deslizamiento es impredecible y podría cesar por completo.

Bobadilla y Montoya³⁸ (2008), evaluaron el resultado de la angulación de segundo orden en la resistencia al deslizamiento entre arcos y brackets utilizados en ortodoncia. Los brackets Minidiamond y Synergy de acero inoxidable con ranura de 0.018 x 0.025" y alambres de acero inoxidable de 0.016 x 0.016". Las angulaciones fueron de 0°, 2°, 4°, 6° y 8°, la medición de la resistencia al deslizamiento se realizó con una máquina universal de ensayos. Concluyen que la resistencia al deslizamiento aumenta con el aumento de la angulación, pero depende en gran medida de la dimensión de la ranura y el módulo de rigidez del alambre. La resistencia de fricción es mayor cuando es mayor la angulación existente entre el eje del alambre y el eje de la ranura del bracket, debido a un incremento del área de contacto entre las superficies donde se produce el deslizamiento. La fuerza de fricción depende de la dimensión del slot del bracket y de la fuerza normal ejercida por la ligadura que presiona al alambre sobre el bracket.

Matarese et al.³⁹ (2008), evaluaron las fuerzas de fricción generadas por diversas combinaciones de brackets y alambres de ortodoncia mediante el uso de un modelo experimental con 3 brackets a desnivel para obtener una mejor comprensión de la resistencia al deslizamiento durante la alineación dental y nivelación, para lograr esto colocaron el bracket central 2 mm por encima de los dos brackets vecinos. Utilizaron: brackets de autoligado pasivo y brackets de acero inoxidable gemelos convencionales. Con los siguientes alambres: tres de níquel-titanio (0.014", 0.016" y 0.016" x 0.022"), dos de acero inoxidable (multitrenzado 0,0155" y 0,016"), y uno de aleación beta-titanio (0.016"). Las ligaduras utilizadas con soportes convencionales eran módulos elastoméricos (potencia 'O' 110) y alambre de ligadura de acero inoxidable (0.010). Cada una de las combinaciones bracket - alambre se probó 10 veces. Las fuerzas de fricción

cinética se midieron en una máquina de pruebas especialmente diseñado, a una velocidad de 4 mm por minuto sobre una distancia de 5 mm. Concluyendo que las fuerzas de fricción pueden ser reducidas durante la alineación mediante el uso de brackets de autoligado y con alambres de pequeñas dimensiones y menos rígidos. Bajo tales condiciones, se reduce la fuerza requerida por el alambre de ortodoncia para superar la resistencia al deslizamiento. Esto permite que el alambre pueda explotar sus características mecánicas más eficientemente.

Alfonso et al.²¹ (2013), analizan la influencia de la naturaleza de los alambres usados en ortodoncia en el coeficiente de fricción y la tasa de desgaste contra los brackets. Los materiales de los alambres seleccionados fueron de acero, NiTi, Ti, TiMo y NiTiCu. Dichos materiales seleccionados presentan rugosidad muy similar, pero diferente dureza. Los materiales elegidos presentaron grados de dureza entre más baja y mayores que la de los brackets. Las pruebas de desgaste adhesivo se realizaron en saliva artificial a 37° C. Los resultados muestran una relación lineal entre la dureza de los materiales y los coeficientes de fricción. El material que mostró menor tasa de desgaste fue el acero inoxidable. Concluyendo que para evitar el desgaste, el alambre y los brackets deben tener valores de dureza del mismo orden de magnitud.

Alió-Sanz y Claros⁴⁰ (2016), compararon la resistencia friccional de diversos alambres usando el Orthospeed[®], utilizaron alambres de acero inoxidable y Elgiloy de tres calibres 0.020", 0.019x0.025" y 0.021x0.025" y alambres de TMA de 0.018" y 0.019x0.025". Su instrumento de medición fue elaborado con dos barras de madera, una horizontal y otra vertical, formando un ángulo de 90°, en los extremos de estas barras, estaba sujeto el

alambre designado a modo de plano inclinado, dándole angulaciones de 45° y 60°. La metodología para estimar la mayor resistencia al deslizamiento, consistió en medir el tiempo que tardaba en deslizarse el bracket aplicándole el peso preestablecido. Concluyendo que el Orthospeed®, disminuye la fricción de cualquier calibre de alambre y en cualquier angulación, siendo los alambres de 0.021x0.025 quienes tienen la menor cantidad de fricción seguido de los alambres de 0.020" y 0.019x0.025". Disminuye la fricción de los alambres de acero y Elgiloy de manera altamente significativa, pero no tiene efectos en alambres de Titanio Molibdeno.

Dridi et al.⁴¹ (2016), investigan la fuerza de fricción de los arcos rectangulares de acero inoxidable (SS) y níquel-titanio (Ni-Ti) contra brackets de acero inoxidable, en estado seco y utilizando los siguientes biolubricantes: saliva humana, aceite de oliva, aceite de Aloe Vera, el aceite de ajonjolí y el aceite de girasol. Emplearon dos tipos de brackets: brackets de autoligación (con ligadura elastomérica y metálica) y brackets convencionales, en cada prueba, se alinearon 4 brackets (uno para el incisivo lateral, uno para el canino y dos para los premolares) en el soporte del dispositivo. Los arcos de Ni-Ti y acero inoxidable utilizados fueron de 0.018 x 0.025" pulgadas de diámetro. La fuerza de fricción se examinó en función del método de ligación y del tipo de biolubricante. Encuentra que con los lubricantes a base de aceite vegetal se presenta reducción significativa de la resistencia friccional, siendo el aceite de oliva el que obtuvo la mayor reducción de la fricción. Los brackets autoligantes presentaron menor resistencia friccional que los brackets con métodos de ligación convencional. La mejora del comportamiento de fricción con aceites naturales estuvo vinculada a sus principales componentes: ácidos grasos.

El propósito de este estudio experimental in vitro es evaluar la influencia del Orthospeed® en la resistencia friccional de los alambres Sentalloy® de 0.014” (GAC) y Turbo® 0.017” x 0.025” (Ormco). Teniendo como grupos control a la resistencia friccional en estado seco y a la resistencia friccional con aplicación de saliva artificial sobre brackets y alambres.

IV. OBJETIVOS

IV.1. Objetivo general

Evaluar la resistencia friccional de los alambres Sentalloy® de 0.014” (GAC) y Turbo® 0.017” x 0.025” (Ormco), en estado seco y al aplicar Orthospeed® o saliva artificial.

IV.2. Objetivos específicos

- 1.- Cuantificar la resistencia friccional de los alambres Sentalloy® redondos de 0.014” con las capas intermedias: Orthospeed®, saliva artificial y estado seco.
- 2.- Cuantificar la resistencia friccional de los alambres Turbo® rectangulares de 0.017 x 0.025” con las capas intermedias: Orthospeed®, saliva artificial y estado seco.
- 3.- Comparar la resistencia friccional de los alambres Sentalloy® redondos de 0.014” con las capas intermedias: Orthospeed®, saliva artificial y estado seco.
- 4.-. Comparar la resistencia friccional de los alambres Turbo® rectangulares de 0.017 x 0.025” con las capas intermedias: Orthospeed®, saliva artificial y estado seco.
- 5.- Comparar la resistencia friccional entre los alambres Sentalloy® redondos de 0.014” y Turbo® rectangulares de 0.017 x 0.025”, en cada una de las capas intermedias.

V. HIPÓTESIS

Hipótesis verdadera: La aplicación del Orthospeed® en los alambres Sentalloy® de 0.014” (GAC) y Turbo® 0.017” x 0.025” (Ormco) produce menor resistencia friccional que el estado seco.

Hipótesis nula: La aplicación del Orthospeed® en los alambres Sentalloy® de 0.014” (GAC) y Turbo® 0.017” x 0.025” (Ormco) produce similar resistencia friccional que el estado seco.

VI. MATERIAL Y MÉTODOS

VI.1. Diseño del estudio

Experimental in vitro

VI.2. Grupo de estudio

Los especímenes que se utilizaron para realizar el estudio son los segmentos posteriores (40mm) de los siguientes arcos de alambre para la arcada superior: alambres de níquel titanio Sentalloy[®] redondos de 0.014” pulgadas de diámetro de la casa comercial GAC R Dentsply Internacional. INC (355 Knickerbocker Avenue Bohemia, NY 11716 USA) (ver Anexo 2, Fig.1), y alambres de níquel titanio Turbo[®] rectangular de 0.017” x 0.025” de la casa comercialOrmco 1717 West Collins Avenue Orange, California 92867 (ver Anexo 2, Fig.2), los cuales ya han pasado por un riguroso control de calidad.

VI.3 Muestra

Para calcular el tamaño de la muestra se realizó una prueba piloto, usando el 10% del tamaño muestral del artículo base³⁹. Por lo tanto se hicieron 18 mediciones de resistencia friccional, tres por cada combinación de los dos tipos de alambre (0.014” y 0.017 x 0.025”) con los tres tipos de capa intermedia (estado seco, saliva artificial y Orthospeed[®]). Después de realizar el piloto se aplicó la fórmula estadística para comparar dos medias y con ello determinar el tamaño definitivo del grupo de estudio.

$$n = \frac{2(Z_{\alpha} + Z_{\beta})^2 * S^2}{d^2}$$

Donde:

n = especímenes necesarios en cada una de las muestras.

Z_{α} = valor Z correspondiente al riesgo deseado.

Z_{β} = valor Z correspondiente a la potencia de la prueba.

S^2 = varianza de la variable cuantitativa que tiene el grupo control o de referencia.

d = valor mínimo de la diferencia que se desea detectar (datos cuantitativos).

Nivel de confianza o seguridad de 95%, poder estadístico de 90%, varianza de 0.50, nivel de significancia de 0.05 y precisión (d) de 1.

Se encontró que se necesitaba una muestra de 10 especímenes (ajustada a las pérdidas) para cada combinación arco – capa intermedia, resultando un total de 60 especímenes.

La distribución de especímenes se estableció de la siguiente manera:

10 especímenes para la combinación alambre de 0.014” y estado seco.

10 especímenes para la combinación alambre de 0.014” y saliva artificial.

10 especímenes para la combinación alambre de 0.014” y Orthospeed®.

10 especímenes para la combinación alambre de 0.017 x 0.025” y estado seco.

10 especímenes para la combinación alambre de 0.017 x 0.025” y saliva artificial.

10 especímenes para la combinación alambre de 0.017 x 0.025” y Orthospeed®.

VI.2.1. Criterios de selección

Alambres de níquel titanio de sección redonda de 0.014” pulgadas de diámetro.

Alambres trenzados de níquel titanio de sección rectangular de 0.017 x 0.025” pulgadas de diámetro.⁷

Muestras preformadas de la arcada superior, sin fallas de fabricación.

Homogeneidad superficial entre arcos de alambre del mismo lote.

Orthospeed® dentro de la fecha de vencimiento.

Saliva artificial elaborada según el artículo base ³⁰.

VI.4 Variables

Variables independientes:

Capa Intermedia: cuya definición conceptual es la sustancia que se encuentra entre dos superficies friccionales. Operacionalmente es la sustancia que se aplica en alambres y ranura del bracket con la finalidad de reducir la fricción. Es una variable cualitativa nominal politómica: Estado seco, Orthospeed® o Saliva artificial.

Tipo de alambre:

Alambres: Conceptualmente son hilos de cualquier metal obtenido por trefilado.

Operacionalmente son hilos de metal que reproduce la forma de la arcada dentaria. Es una variable Cualitativa Nominal que pueden ser de dos tipos: Sentalloy® de 0.014" o Turbo® de 0.017" x 0.025".

Variable dependiente:

Resistencia friccional : Conceptualmente es la fuerza que se opone al movimiento durante el deslizamiento entre dos cuerpos. Operacionalmente es la medición de la fuerza para vencer la resistencia al movimiento del alambre a través del slot del bracket. La medición se realizará con la Máquina de tracción universal. Es una variable cuantitativa, de razón, los resultados se expresarán en Newtons.

Operacionalización de variables: Ver ANEXO 1.

VI.5 Técnicas y procedimientos

VI.4.1 Técnica: Medición de la resistencia friccional con la Máquina universal de ensayo.

VI.4.2 Procedimientos:

Autorizaciones y coordinaciones:

Se realizaron las coordinaciones con los encargados del Laboratorio especializado en ensayos mecánicos de materiales High Technology Laboratory Certificate (Ubicado en las instalaciones de la Clínica Odontológica de la Universidad Científica del Sur, av. Paseo de la República 5544, Miraflores), para la realización de la prueba piloto y la ejecución de los ensayos en la máquina universal de ensayo (ver Anexo 3.1). Asimismo se recibió capacitación en el manejo de la máquina universal de ensayo (ver Anexo 3.2)

Verificación de los criterios de selección y preparación de los segmentos de alambres:

Los especímenes que se utilizaron para realizar el estudio son los siguientes: arcos de alambre para la arcada superior: Sentalloy® redondos de 0.014” de la casa comercial GAC y Turbo® rectangular de 0.017” x 0.025” de la casa comercial Ormco, dichos arcos de alambre ya han pasado por un riguroso control de calidad, y brackets autoligantes Damon MX con ranura de 0.022 x 0.028 pulgadas de diámetro de la casa comercial Ormco (ver Anexo 2, Fig. 3, 4 y 5.)

Los alambres deben ser recortados hasta obtener la porción recta más extensa posible, esto se puede lograr seleccionando 40 mm de las partes posteriores del arco (ver Anexo 2, Fig. 6 y 7). Esto con la finalidad de evitar que la curvatura del arco puede influenciar en la resistencia friccional, ya que las secciones de alambre pueden ser diferentes cuando se realizan a diferentes niveles del arco, alterando los resultados.

Elaboración de la maqueta:

La placa donde se posicionaron los brackets es de aluminio, con las siguientes dimensiones: 60mm de largo por 15mm de ancho y 2mm de grosor, los bordes de esta placa deben ser pulidas para facilitar su manipulación y evitar lesiones o cortes (ver Anexo 2. Fig. 8).

Posicionamiento de brackets y alambres:

Sobre cada placa se posicionaron los brackets Damon MX[®], se utilizarán brackets correspondientes al incisivo lateral superior derecho, canino superior derecho y primera premolar superior derecha, colocando siempre al canino en medio, simulando su posición en la arcada dentaria, separados por 11mm (ver Anexo 2. Fig. 9). En la placa de aluminio se hicieron trazados (tres líneas paralelas al lado mas corto de la placa), dejando 11 mm de espacio lo que equivale a la distancia interbracket. Luego se trazan tres líneas a nivel central de la placa perpendiculares a las líneas interbrackets, estas líneas están separadas por un milímetro, con la finalidad de crear un desnivel que le otorgó angulación al alambre. Se fijaron primero los brackets laterales con un pegamento multipropósito Uhu, con este procedimiento se habrá logrado colocar los brackets con 0° de angulación. El

bracket central quedo con diferente posición y se colocó 1 mm por encima de los brackets vecinos (ver Anexo 2. Figura 10). Creando una angulación que le dio más dificultad al deslizamiento del alambre a través de los brackets (ver Anexo 2. Figura 11).

Aplicación del Orthospeed® o saliva artificial:

En los ensayos en que se realizó la aplicación del Orthospeed® y la saliva artificial, se aplicaron sobre la ranura de los brackets y los alambres, con una brochita (aplicador de adhesivo de 3M). La cantidad de saliva artificial y Orthospeed® que se utilizó para cada ensayo fue estandarizada con el dosificador para el polvo del cemento GC Fuji PLUS™ con capacidad para 1.4 g, con esta cantidad se aplicó el lubricante sobre los tres brackets y el alambre correspondiente (ver Anexo 2. Fig.12y 13). La aplicación de saliva artificial y Orthospeed® se realizó 30 segundos antes de la realización de la prueba de resistencia friccional. Las placas fueron enumeradas de 1 al 60, para facilitar su asignación en forma aleatoria a cada capa intermedia (ver Anexo 2 Fig 14, 15, 16 y 17).

Medición de la resistencia friccional:

El extremo superior del alambre fue conectado a la Maquina universal de ensayo LG Modelo CMT-5L de procedencia coreana que se encuentra en el Laboratorio especializado en ensayos mecánicos de materiales High Technology Laboratory Certificate. Con la cual se procedió a medir la resistencia friccional.

Se colocó la maqueta en posición vertical y siempre con el bracket correspondiente a la primera premolar en la parte inferior. Una prensa mecánica inferior sujetó la maqueta a la base de la máquina universal de ensayos para estabilizar su posición y permitir que la resistencia friccional sea medida sin interferencia de fuerzas ajenas que alteren los resultados, una prensa móvil presiona el alambre y lo traccionó, provocando una resistencia al deslizamiento que fue medida por la máquina universal de ensayo (ver Anexo 2. Fig. 18).

Las pruebas en la Máquina universal de ensayo se realizaron a una temperatura de 34° centígrados, bajo la supervisión de un Ingeniero responsable de la manipulación de la Máquina universal de ensayo.

La resistencia friccional fue medida y procesada por el sistema informático que tiene esta Máquina universal de ensayo, brindando los resultados que pasaron a las evaluaciones estadísticas correspondientes (ver Anexo 2 Fig. 19).

VI.6 Plan de análisis

Los datos obtenidos fueron vaciados en una hoja de cálculo Excel 2011 para Mac Versión 14.5.1. Luego fueron analizados con el paquete estadístico SPSS vs.24.0. Se utilizó un nivel de significancia de 5% con un intervalo de confianza de 95%.

Estadística Descriptiva

Los resultados se expresaron en términos de media y desviación estándar.

Estadística Analítica

Debido a la naturaleza de las variables (cuantitativas) y luego de realizar las pruebas de Normalidad, se utilizó la prueba ANOVA (Análisis de varianza) para comparar las tres variables (estado seco, saliva artificial y Orthospeed®) y la prueba de T de Student para la comparación por pares.

VI.7 Consideraciones éticas

El proyecto fue revisado y registrado por la Dirección Universitaria de Investigación, Ciencia y Tecnología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, manifestando que por sus características este proyecto no requiere evaluación por el Comité de Ética en Humanos o en Animales, y autorizaron su ejecución (ver Anexo 3.3).

VII. RESULTADOS

La muestra estuvo constituida por 60 maquetas para medir el deslizamiento mediante la resistencia friccional en dos tipos de alambre (Sentalloy® NiTi de 0.014” y Turbo® NiTi trenzado de 0.017 x 0.025), se dividieron en tres tipos de capa intermedia: Seco, Saliva y Orthospeed®.

Cuando se analizó el valor de la resistencia friccional del alambre Sentalloy® NiTi de 0.014 pulgadas de diámetro con las capas intermedias propuestas, se registró en estado seco un promedio de 0.39 N (D.E. = 0.08), en saliva un promedio de 0.31 N (D.E. = 0.07) y en Orthospeed® un promedio de 0.26 N (D.E. 0.03) (Tabla Nro. 1). Se encontró diferencia estadística significativa al comparar todas la capas intermedias ($p < 0.01$), así mismo, entre los pares seco y saliva ($p = 0.03$) y los pares seco y Orthospeed® ($p < 0.01$), sin embargo, no se encontró diferencia estadística significativa entre saliva y Orthospeed® ($p = 0.08$) (Gráfico Nro. 1).

Cuando se analizó el valor de la resistencia friccional del alambre Turbo® NiTi trenzado de 0.017 x 0.025 pulgadas de diámetro con las capas intermedias propuestas, se registró en estado seco un promedio de 0.95 N (D.E. = 0.12), en saliva un promedio de 0.78 N (D.E. = 0.12) y en Orthospeed un promedio de 0.68 N (D.E. = 0.12) (Tabla Nro. 2). Se encontró diferencia estadística significativa al comparar todas las capas intermedias ($p < 0.01$) así mismo entre los pares seco y saliva ($p < 0.01$) y los pares seco y Orthospeed®

($p < 0.01$), sin embargo no se encontró diferencia estadística significativa entre saliva y Orthospeed® ($p = 0.09$) (Gráfico Nro. 2).

Cuando se comparó la resistencia friccional entre los alambres Sentalloy® NiTi de 0.014 pulgadas de diámetro y Turbo® NiTi trenzado de 0.017 x 0.025 pulgadas de diámetro se encontró diferencia estadística significativa ($p < 0.01$) con cada una de las capas intermedias (Tablas Nro. 3, Nro. 4 y Nro 5; Gráficos Nro. 3, Nro. 4 y Nro. 5).

VIII. DISCUSIÓN

La reducción de la fricción con Orthospeed® que se observa en los resultados obtenidos coincide con estudios similares realizados por Alió-Sanz y Claros⁴⁰ (2016) y Dridi et al.⁴¹ (2016), sin embargo hay diferencias en la metodología utilizada para la medición de la resistencia friccional.

En la investigación realizada por Alió-Sanz y Claros⁴⁰, quienes también evalúan el efecto ante la fricción del Orthospeed, utilizan un instrumento de medición que fue elaborado con dos barras de madera, una horizontal y otra vertical, formando un ángulo de 90°, en los extremos de estas barras estaba sujeto el alambre designado a modo de plano inclinado, dándole angulaciones de 45° y 60°, la metodología para estimar la mayor resistencia al deslizamiento, consistió en medir el tiempo que tardaba en deslizarse el bracket aplicándole el peso preestablecido; este diseño no concuerda con otros estudios relativos a la medición de la fricción pues en la literatura revisada se puede observar que utilizan la máquina de tracción universal o la máquina universal de ensayos; esto hace que sus resultados sean cuestionables; cuando se inició el presente estudio no se encontró un sustento científico convincente que pudiera demostrar in-vitro que este lubricante que es comercializado en España reduzca efectivamente la fricción entre brackets y alambres.

En la investigación de Dridi et al.⁴¹ ya se emplea el término “bio-lubricante” para referirse a un lubricante cuya composición es de origen vegetal. La diferencia sustancial con este estudio es que en este caso utilizan cuatro brackets alineados (uno para el incisivo lateral, uno para el canino y dos para los premolares) en el soporte del dispositivo y los bio-lubricantes analizados no son utilizados en la práctica ortodóncica.

La posición y la cantidad de brackets tienen influencia en la resistencia friccional, sobretodo si se emplean brackets autoligantes. En términos físicos la fricción está compuesta por la resistencia friccional, la fuerza normal y el coeficiente de fricción, la fuerza normal es la fuerza perpendicular que presiona a los elementos que son evaluados en las pruebas de fricción, en ortodoncia esta fuerza normal es aplicada por las ligaduras, las cuales no están presentes en los brackets autoligantes, por lo tanto al colocar los brackets autoligantes alineados se está midiendo la resistencia friccional con la ausencia de uno de los componentes de la fricción que es la fuerza normal; para solucionar esta dificultad es que los investigadores colocan los brackets no alineados para crear una fuerza de rozamiento adicional que pueda reemplazar a la fuerza normal, esto, por ejemplo, lo podemos apreciar en los estudios de Matarese et al.³⁹ y Nucera et al.⁴² Y si los alambres son más delgados y de mayor flexibilidad se hará más necesaria la presencia de la fuerza normal para una correcta evaluación friccional. En estudios tribológicos realizados por ingenieros en sistemas de fricción ya sea para medir el desgaste o la eficacia de los lubricantes, se puede apreciar que siempre está presente la fuerza normal como variable o covariable, tal como es el caso de los estudios realizados por Ruggiero et al.⁴³, Martín-Alfonso y Valencia⁴⁴ e Iqbal et al.⁴⁵

El mecanismo de acción por el cual un bio-lubricante reduce la fricción, está basado en que está conformado por triglicéridos que a su vez están formados por ácidos grasos, tal como lo demuestran los estudios de Sharma et al.⁴⁶ quienes afirman que los aceites vegetales y los ésteres de ácidos grasos proporcionan una lubricidad excelente debido a su funcionalidad éster. Los extremos éster de la cadena de ácidos grasos se adsorben en las superficies metálicas, permitiendo así la formación de películas monocapa con el

extremo hidrocarbonado de ácidos grasos orientado lejos de la superficie metálica. De este modo, la cadena de ácido graso proporciona una superficie de deslizamiento que evita el contacto directo de metal con metal.

Zulkifli et al.⁴⁷, manifiestan que desde hace más de diez años el uso de lubricantes se viene usando a nivel industrial, ya que presenta menor coeficiente de fricción que los aceites derivados del petróleo y que los aceites sintéticos; pero principalmente su uso va aumentando por sus características ecológicas especialmente en áreas ambientalmente sensibles como la agricultura, la silvicultura y la minería, ya que tienen baja toxicidad y alta biodegradabilidad. Sin embargo tiene mala estabilidad térmica (a más de 85°C y menos de -10° C), debido a que los átomos de hidrógeno en el átomo de carbono β del fragmento de alcohol en la molécula de éster conduce a una pobre estabilidad oxidativa y térmica, estos problemas pueden ser resueltos por aditivos en consecuencia, el aceite vegetal tiene que ser modificado químicamente por transesterificación o epoxidación del aceite vegetal para eliminar sitios vulnerables a la oxidación e interrumpir la formación de cristales a bajas temperaturas. La temperatura en boca está dentro del rango en el que los bio-lubricantes no presentan alteraciones químicas por lo tanto no necesitaría aditivos para su uso clínico.

La diferencia entre el Orthospeed® y los aceites vegetales usados en el estudio de Dridi et al.⁴¹, es la viscosidad del bio-lubricante. Iqbal et al.⁴⁵ señala que hay generalmente tres tipos de agente lubricante; el primero y más comúnmente usado es el aceite; segundo es el aceite en forma espesada conocida como grasa; y la tercera y la última es la grasa sólida donde el lubricante se retiene en una estructura de matriz, la grasa sólida es un lubricante que se ha espesado al estado sólido mezclando aditivos en el lubricante líquido. En el

estudio de Kanazawa et al.⁴⁸ se afirma que a bajas velocidades todas las grasas ensayadas son capaces de formar películas más gruesas que los aceites de base correspondientes, la grasa en estado semisólido retiene el aceite base en su estructura de fibras, esto proporciona grasas con algunas ventajas obvias sobre los aceites lubricantes, tales como el sellado y las capacidades de retención de lubricante. La viscosidad del Orthospeed® le podría otorgar ventajas clínicas, ya que puede permanecer mayor cantidad de tiempo adherido a los metales, esto por su alta viscosidad, sin afectar su efectividad ante la fricción pues los movimientos ortodóncicos son de muy baja velocidad. ,

Se encontró que el alambre trenzado de 0.017 x 0.025” presentó mayor resistencia friccional que el alambre redondo de 0.014”, siendo coincidente con los resultados obtenidos por Thorstenson y Kusy⁴⁹, quienes compararon arcos de Ni-Ti y acero de diferente calibre, concluyendo que a mayor calibre y mayor angulación, mayor resultaba la resistencia friccional, sin embargo cuando la medición fue con 0° de inclinación no hallaron diferencia estadísticamente significativa.

Otra diferencia física entre los alambres estudiados es su textura superficial, debido a que el alambre redondo de 0.014” es liso y el alambre trenzado de 0.017 x 0.025” es más rugoso porque está formado por la unión de nueve hilos de Ni-Ti; en los resultados obtenidos se aprecia mayor resistencia friccional en los alambres rectangulares pero no es proporcional a la diferencia de tamaños respecto a los alambres redondos. Rucker y Kusy⁵⁰ realizaron un estudio para comparar el coeficiente de fricción entre los siguientes alambres: redondos de acero, redondos de Ni-Ti, redondos trenzados, de acero, coaxiales redondos de acero y rectangulares trenzados de acero, con 0° y 3° de angulación, en estado seco y con saliva artificial; encontraros que con la saliva artificial los alambres lisos

aumentaron o mantuvieron su coeficiente friccional, y lo contrario ocurrió con los alambres trenzados, que redujeron su coeficiente de fricción. La explicación a este hallazgo la podemos encontrar en el estudio de Krupka et al.⁵¹ en el que realizan una prueba cualitativa de desgaste entre discos de acero lisos y con rugosidad superficial con previa aplicación de lubricante entre estas superficies, demostraron que el lubricante aplicado sobre rugosidad superficial puede proporcionar el aumento local en el espesor de la película de lubricación, sugieren a partir de los resultados obtenidos que la textura superficial apropiadamente diseñada podría ayudar a aumentar la eficiencia de las películas de lubricación, sin embargo, se debe tener en cuenta el régimen de lubricación, la tecnología de creación de patrones de textura superficial, etc.

A pesar de que la saliva artificial también disminuyó la resistencia friccional, no se recomienda su utilización como lubricante entre bracket y alambre, pues provoca a mediano plazo corrosión tal como lo demuestra el estudio de Ramos do Santos et al.⁵² afirmando que el ambiente oral favorece la biodegradación de las aleaciones metálicas debido a sus condiciones iónicas, térmicas, microbiológicas y enzimáticas; además de esto, las variaciones de temperatura y pH causadas por la dieta; la descomposición de alimentos, desechos celulares, la microflora oral y sus subproductos son también factores importantes a considerar al evaluar el comportamiento clínico de los componentes ortodóncicos que permanecen en la cavidad oral durante meses o años. La corrosión aumenta la fricción lo cual es demostrado en la investigación de Regis et al.¹³ quienes evaluaron la resistencia friccional de brackets ortodóncicos que fueron retirados de boca al terminar el tratamiento; expresan que el uso clínico provoca alteraciones superficiales en brackets ortodóncicos metálicos, con distintos patrones de alteraciones para diferentes

marcas. Las diferencias en la morfología después del uso son más pequeñas que las que se encuentran en las bandas de las molares; observaron comportamientos de fricción distintos para cada marca de soporte con uso clínico y hubo aumentos de hasta 20% en la resistencia friccional en los brackets recuperados.

Rodríguez ³² indica que la composición del Orthospeed[®] es: triclosán, olea europea oil, fluoruro sódico 0.124%, agua, polisorbato 80, extracto de aloe barbadensis y citrato de zinc; de estos compuestos el único bio-lubricante es el aceite de oliva (olea europea oil), y compuestos como el citrato de zinc, fluoruro sódico necesitan agua para diluirse, por ello hacen uso del emulsionante polisorbato 80. Los elementos ajenos a las características de un lubricante podrían alterar sus características tribológicas, por lo tanto se abre la posibilidad de experimentar con biolubricantes químicamente más puros para tratar de aumentar su efectividad en la reducción de la fricción.

La importancia de este estudio radica en demostrar con una metodología científica adecuada que el bio-lubricante de uso comercial en tratamientos ortodóncicos denominado Orthospeed[®], puede reducir la resistencia friccional y brindarle el sustento científico que explique cómo logra este efecto. La reducción de la fricción puede darle mayor confortabilidad al paciente, reduciendo las fuerzas aplicadas sobre sus dientes y disminuyendo el tiempo de tratamiento.

IX. CONCLUSIONES

1. La aplicación del Orthospeed® redujo la resistencia friccional entre los alambres Sentalloy® redondos de 0.014” y los brackets utilizados.
2. La aplicación del Orthospeed® redujo la resistencia friccional entre los alambres Turbo® rectangulares de 0.017 x 0.025” y los brackets utilizados.
3. La resistencia friccional en los alambres Turbo® rectangulares de 0.017 x 0.025” fue mayor que la de los alambres Sentalloy® redondos de 0.014”, en cada una de las capas intermedias.
4. La resistencia friccional con la aplicación del Orthospeed® fue menor que con la aplicación de la saliva artificial, pero esta diferencia no es estadísticamente significativa.

X. RECOMENDACIONES

- 1, Se deben realizar estudios para optimizar la viscosidad y pureza del biolubricante,
2. Se deben realizar estudios in-vitro de fricción, luego del uso clínico de arcos con y sin bio-lubricantes. Para establecer su viabilidad en tratamientos ortodóncicos.

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Rossouw E. A fundamental review of variables associated with low velocity frictional dynamics. *Semin Orthod.* 2003; 9(4): 223-35.
2. Rossouw E. Friction: An Overview. *Semin Orthod.* 2003; 9(4): 218-22.
3. Articulo L, Kusy R. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dent Orthop.* 1999; 115: 39:51.
4. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989; 96: 249-54.
5. Tecco S, Di Iorio D, Nucera R, Di Bisceglie B, Cordasco G, Festa F. Evaluation of the Friction of Self-Ligating and Conventional Bracket Systems. *Eur J Dent* 2011;5:310-317.
6. Pandis N, Fleming P, Spineli L, Salanti G. Initial orthodontic alignment effectiveness with self-ligating and conventional appliances: A network meta-analysis in practice. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014; 145: S152-63.
7. Montasser M, El-Bialy T, Keilig L, Reimann S, Jäger A, Bourauele C. Force levels in complex tooth alignment with conventional and self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013; 143: 507-14.
8. Castro R, Neto P, Horta M, Pithon M, Oliveira D. Comparison of static friction with self-ligating, modified slot design and conventional brackets. *J Appl Oral Sci.* 2013; 21(4): 314-9.

9. Liu X, Ding P, Lin J. Effects of bracket design on critical contact angle. *Angle Orthod.* 2013; 83: 877–84.
10. Anand M, Turpin D, Jumani K, Spiekerman C, Huang G. Retrospective investigation of the effects and efficiency of self-ligating and conventional brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015; 148: 67-75.
11. Brauchli L, Keller H, Senn C, Wichelhausd A. Influence of bending mode on the mechanical properties of nickel-titanium archwires and correlation to differential scanning calorimetry measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139: e449-e454.
12. Spalj S, Mlacovic M, Tudor V, Ivankovic Z. In-vitro assessment of oxidative stress generated by orthodontic archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 141: 583-9.
13. Regis S, Soares P, Camargo E, Guariza O, Tanaka O, Maruo H. Biodegradation of orthodontic metallic brackets and associated implications for friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 140: 501-9.
14. Juvvadi S, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan A. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 138: 623-30.
15. Eliades T. Orthodontic materials research and applications: Part 2. Current status and projected future developments in materials and compatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 131: 253-62.

16. Montasser M, Keilig L, El-Bialy T, Reimann S, Jäger A, Bourauelf C. Effect of archwire cross-section changes on force levels during complex tooth alignment with conventional and self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015; 147: S101-8.
17. Eliades T. Orthodontic materials research and applications: Part 1. Current status and projected future developments in bonding and adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 130: 445-51.
18. McLaughlin R, Bennett J. Evolution of treatment mechanics and contemporary appliance design in orthodontics: A 40-year perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015; 147: 654-62.
19. Pradhan T, Jayade V. Rectangular wires as substitutes for the MAA and a torquing auxiliary in the Begg treatment – An experimental study. *J Ind Orthod Soc.* 2010; 44 (2): 48-53.
20. Reddy k. Nickel titanium wires in orthodontics: a review. *J dent or bios.* 2012; 3 (2): 40-2.
21. Echarri P. Fricción en ortodoncia. *Monog Clín Ort.* 2013; 32(1): 20-28.
22. Reznikov N, Har-Zion G, Barkana I, Abed Y, Redlich M. Measurement of friction forces between stainless steel wires and “reduced-friction” self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 138: 330-8.
23. Kusy R, Withley J. Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and bracket slots via the critical contact angle for binding. *Angle Orthod* 1999; 69(1): 71-80.

24. Nimeri G, Kau C, Abou-Kheir N, Corona R. Acceleration of tooth movement during orthodontic treatment - a frontier in Orthodontics. *Prog orthod* 2013; 14:42.
25. Huang H, Williams R, Kyrkanidesc S. Accelerated orthodontic tooth movement: Molecular mechanisms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014; 146: 620-32.
26. Keser E, Dibartb S. Sequential piezocision: A novel approach to accelerated orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013; 144: 879-89.
27. Kim K, Choi E, Ohe J, Ahn H, Kim S. Effect of low-level laser therapy on orthodontic tooth movement into bone-grafted alveolar defects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015; 148: 608-17.
28. Alfonso M, Espinar E, Llamas J, Rupérez E, Manero J, Barrera J, Solano E, Gil F. Friction coefficients and wear rates of different orthodontic archwires in artificial saliva. *J Mater Sci Mater Med.* 2013; 24:1327–32.
29. Kusy R, Whitley J. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod.* 1997; 3: 166-77.
30. Kusy R, Withley J. Influence of Fluid Media on the Frictional Coefficients in Orthodontic Sliding. *Semin Orthod.* 2003; 9: 281-289.
31. Alió J. Análisis de la fricción. Orthospeed System en la fase de nivelación y alineamiento dentario. *Monog clin ort.* 2013; 32 (1): 7-12.
32. Rodríguez E. Efectividad antiinflamatoria sobre la gingivitis del Orthospeed® aplicado subgingivalmente en una población de pacientes de Trujillo (Perú) portadores de aparatología ortodoncica fija. *Monog Clin Ort.* 2013; 32 (1): 29-35.

33. Fox N, Stachowiak G. Vegetable oil-based lubricants - A review of oxidation. *Tribol Int.* 2007; 40: 1035–1046.
34. Frank C, Nicolai R. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1980; 78: 593-09.
35. Ogata R, Nanda R, Duncanson M, Sinha P, Currier F. Frictional resistances in combinations with effects stainless steel bracket-wire of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 109: 535-42.
36. Kusy R, Withley J, Prewitt M. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 1991; 61(4):293-302.
37. Withley J, Kusy R. Resistance to sliding of titanium brackets tested against stainless steel and beta-titanium archwires with second-order angulation in the dry and wet states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 131: 400-11.
38. Bobadilla M, Montoya Y. Medición in vitro de la fuerza de fricción en duplas arco-bracket con angulación. *Rev Ing Biom.* 2008; 2(3): 84-90.
39. Matarese G, et al. Evaluation of frictional forces during dental alignment: An experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133: 708-15.
40. Alió-Sanz J, Claros M In vitro comparative study on the friction of stainless steel wires with and without Orthospeed® (JAL 90458) on an inclined plane. *J Clin Exp Dent.* 2016;8(2):e141-5

41. Dridi A, Bensalah W, Mezlini S, Tobji S, Zidi M. Influence of bio-lubricants on the orthodontic friction. *J Mech Biomed Mater.* 2016; 60:1–7.
42. Nucera R, Lo Giudice A, Matarese G, Artemisia A. Analysis of the characteristics of slot design affecting resistance to sliding during active archwire configurations. *Progress in Orthod.* 2013; 14:35.
43. Ruggiero A, D'Amato R, Merola M, Valašek P, Müller M. Tribological Characterization of Vegetal Lubricants: Comparative Experimental investigation on *Jatropha Curcas L.* oil, Rapeseed Methyl Ester oil, Hydrotreated Rapeseed oil. *Tribol Int.* 2017;109: 529-540.
44. Martín-Alfonso J, Valencia C. Tribological, rheological, and microstructural characterization of oleogels based on EVA copolymer and vegetable oils for lubricant applications. *Tribol Int.* 2015;90: 426–434.
45. Iqbal S, Al-Bender F, Croes J, Pluymers B and Desmet W. Frictional power loss in solid-grease-lubricated needle roller bearing. *Lubr Science.* 2013;25: 351-367.
46. Sharma B, Doll K, Erhan S. Ester hydroxy derivatives of methyl oleate: Tribological, oxidation and low temperature properties. *Biores Techn.* 2008; 99:7333–7340.
47. Zulkifli N, Azman S, Kalam M, Masjuki H, Yunus R, Gulzar M. Lubricity of bio-based lubricant derived from different chemically modified fatty acid methyl ester. *Tribol Int.* 2016; 93 B: 555-562.
48. Kanazawa Y, Sayles R, Kadiric A. Film formation and friction in grease lubricated rolling-sliding non-conformal contacts. *Tribol Int.* 2017; 109:505–518.

49. Thorstenson G, Kusy R. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122:295-305.
50. Rucker B, Kusy R. Resistance to sliding of stainless steel multistranded archwires and comparison with single-stranded leveling wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122:73-83.
51. Krupka I, Vrbka M, Hartl M. Effect of surface texturing on mixed lubricated non-conformal contacts. *Tribol Int.* 2008; 41:1063–1073.
52. Ramos dos Santos A et al. Effect of time and pH on physical-chemical properties of orthodontic brackets and wires. *Angle Orthod.* 2015;85:298–304.

ANEXOS

ANEXO 1

Operacionalización de variables.

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Indicador	Tipo	Escala de medición	Valores o categorías
Capa Intermedia	Sustancia que se encuentra entre dos superficies friccionales.	Sustancia que se aplica en alambres y ranura del bracket con la finalidad de reducir la fricción.	Marca comercial	Cualitativa	Nominal	Estado seco Orthospeed® Saliva artificial
Resistencia friccional	Fuerza que se opone al movimiento durante el deslizamiento entre dos cuerpos.	Medición de la fuerza para vencer la resistencia al movimiento del alambre a través de la ranura del bracket.	Máquina de tracción universal	Cuantitativa	De razón	Newton
Tipo de Alambre	Hilo de cualquier metal obtenido por trefilado.	Hilo de metal que reproduce la forma de la arcada dentaria.	Marca comercial	Cualitativa	Nominal	Sentalloy® de 0.014”. Turbo® de 0.017” x 0.025”

ANEXO 2

FIGURAS

Figura 1. Arco Sentalloy® redondo de 0.014”.



Figura 2. Arcos Turbo® rectangular trenzado de 0.017 x 0.025”.



Figura 3. Verificación del diámetro del alambre de 0.014”.



Figura 4. Verificación del diámetro del alambre de 0.017 x 0.025”.



Figura 5. Verificación del diámetro del alambre de 0.017 x 0.025”.



Figuras 6 y 7. Preparación de segmentos de alambre.

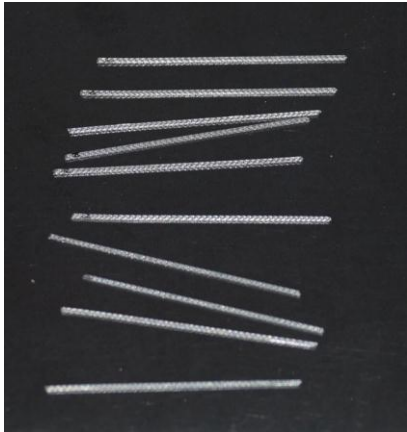
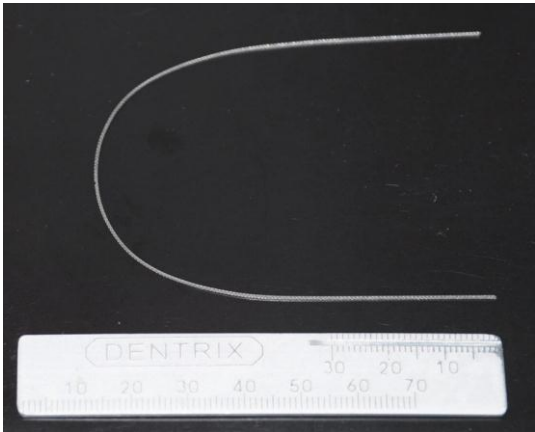


Figura 8. Placa de aluminio donde se posicionan los brackets.



Figura 9. Separación inter-brackets.



Figura 10. Desnivel de 1mm.

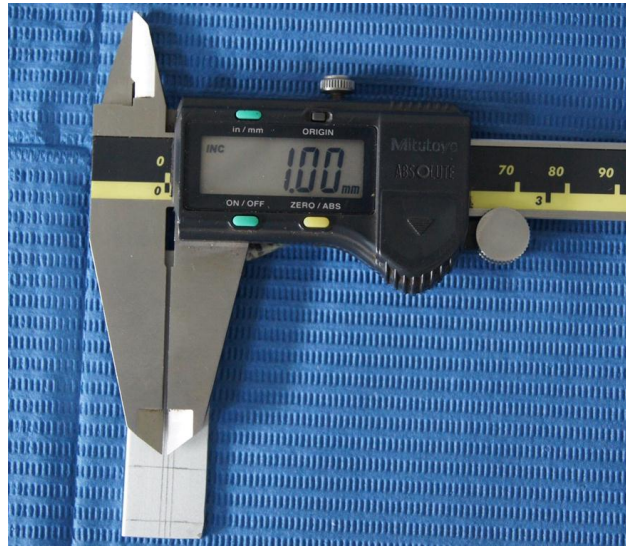


Figura 11. Posición de los brackets.

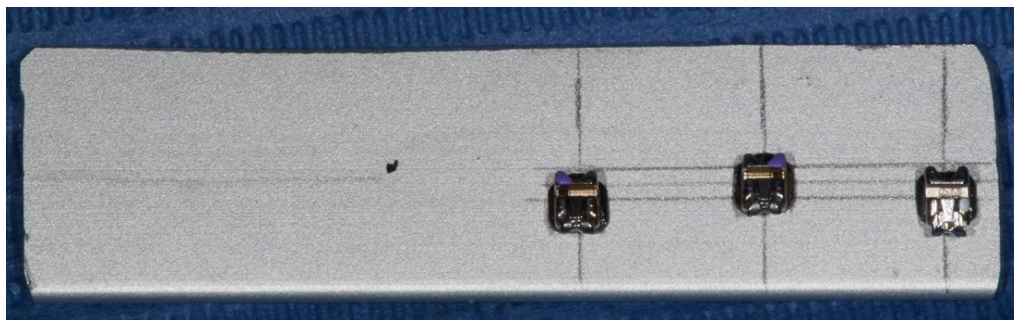


Figura 12. Aplicación de Orthospeed®.

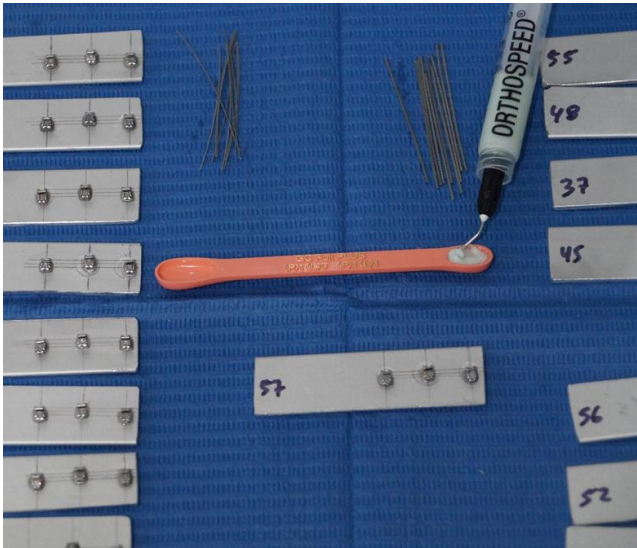


Figura 13. Aplicación de saliva artificial

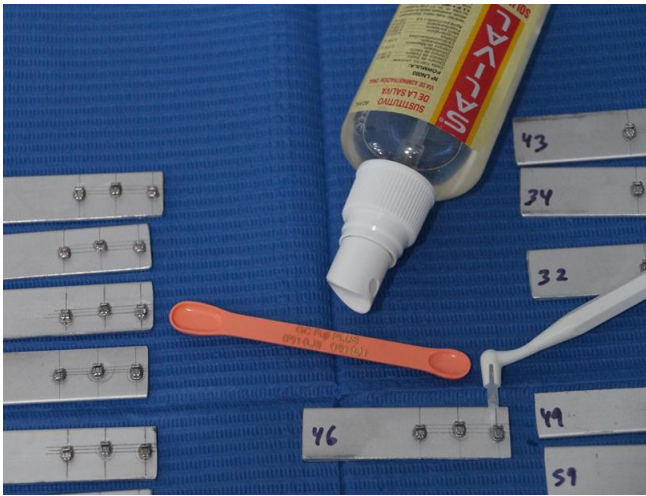


Figura 14. Enumeración de maquetas.



Figura 15. Asignación de maquetas al estado seco.

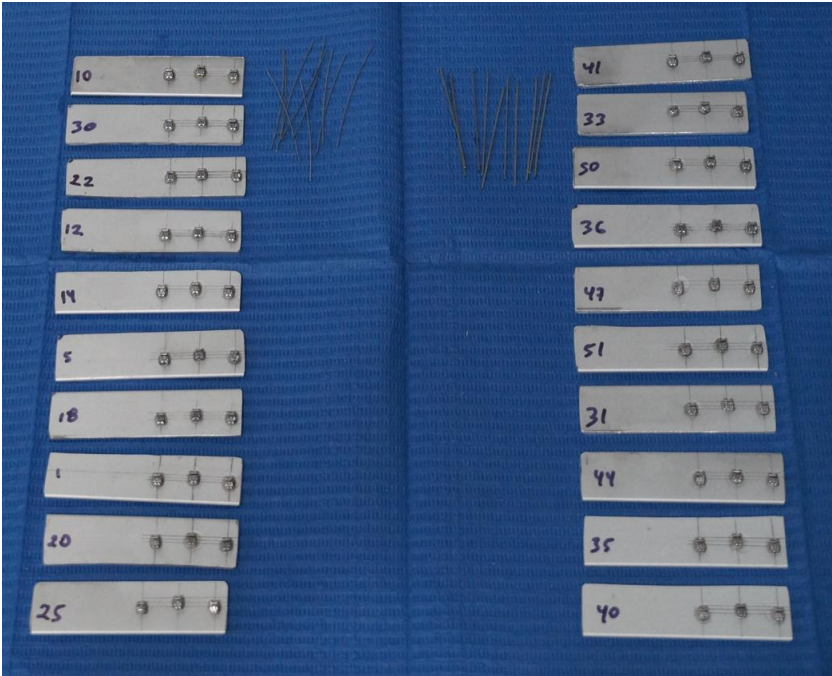


Figura 16. Asignación de maquetas a Orthospeed®.

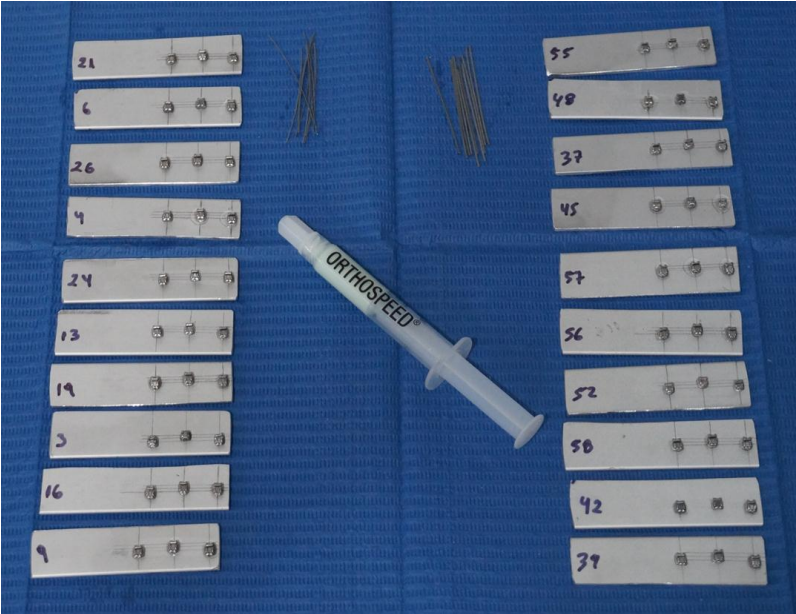


Figura 17. Asignación de maquetas a saliva artificial.



Figura 18. Montaje en la máquina universal de ensayo.

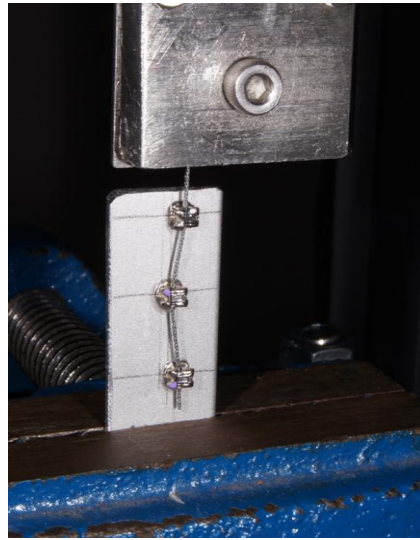
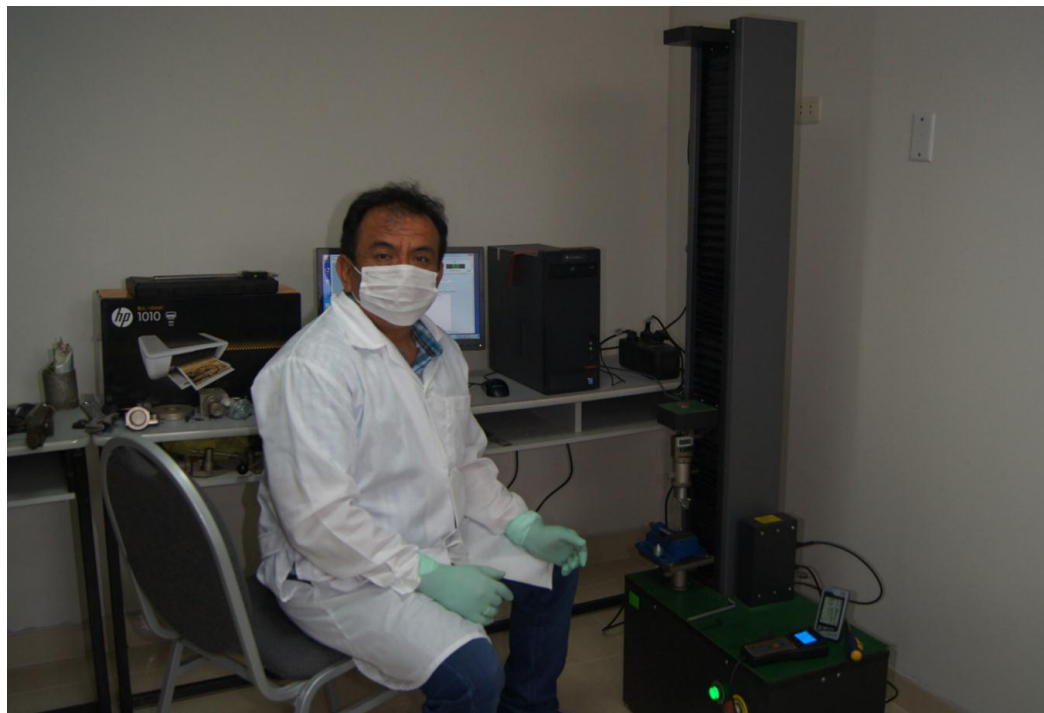


Figura 19. Máquina universal de ensayo



ANEXO 4

4.1 Tabla N^o1. Resistencia friccional (Newtons) con alambre Sentalloy® 0.014" según capa intermedia

CAPA INTERMEDIA	RESISTENCIA FRICCIONAL (N)	
	X	DE
Seco	0.39	0.08
Saliva	0.31	0.07
Orthospeed®	0.26	0.03

X: Promedio.

DE: Desviación estándar.

4.2 Tabla N^a2. Resistencia friccional (Newtons) con alambre Turbo®0.017 x 0.025 según capa intermedia

CAPA INTERMEDIA	RESISTENCIA FRICCIONAL (N)	
	X	DE
Seco	0.95	0.12
Saliva	0.78	0.12
Orthospeed®	0.68	0.12

X: Promedio.

DE: Desviación estándar.

4.3 Tabla N^o3. Resistencia friccional (Newtons) en estado seco según tipo de alambre.

ALAMBRE	RESISTENCIA FRICCIONAL (N)	
	X	DE
NiTi 0.014”	0.39	0.08
NiTi trenzado 0.017 x 0.025”	0.95	0.12

X: Promedio.

DE: Desviación estándar.

4.4 Tabla N^a4. Resistencia friccional (Newtons) con saliva artificial según tipo de alambre.

ALAMBRE	RESISTENCIA FRICCIONAL (N)	
	X	DE
NiTi 0.014”	0.31	0.07
NiTi trenzado 0.017 x 0.025”	0.78	0.12

X: Promedio.

DE: Desviación estándar.

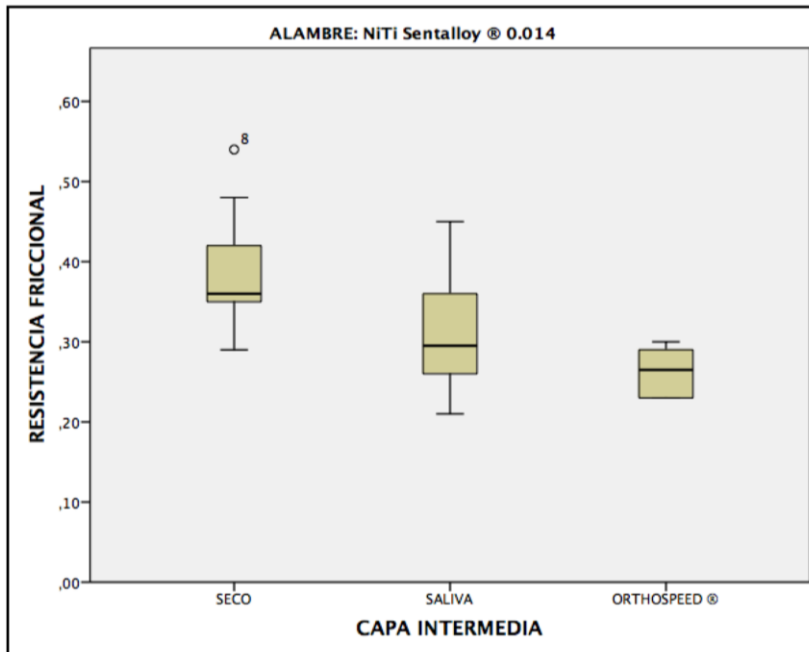
4.5 Tabla N^o5. Resistencia friccional (Newtons) con Orthospeed[®] según tipo de alambre.

ALAMBRE	RESISTENCIA FRICCIONAL (N)	
	X	DE
NiTi 0.014”	0.26	0.03
NiTi trenzado 0.017 x 0.025”	0.68	0.12

X: Promedio.

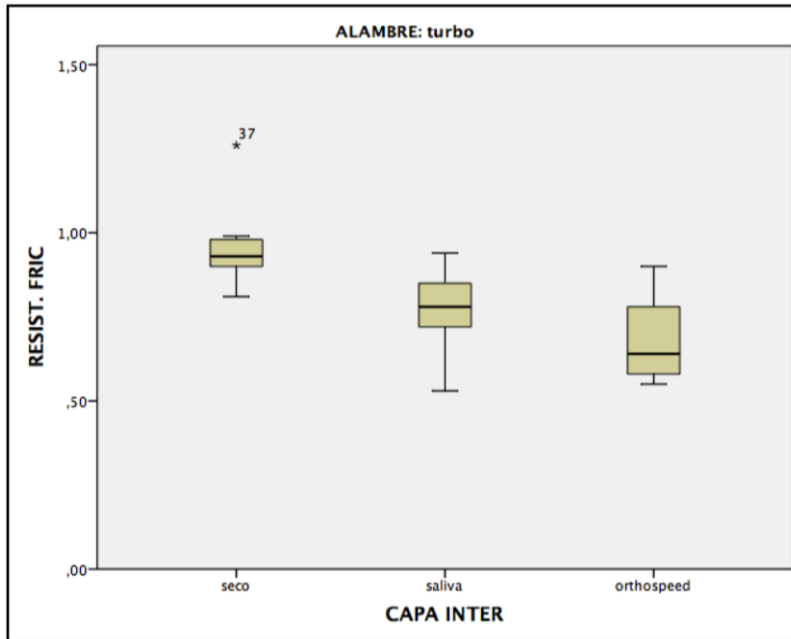
DE: Desviación estándar.

ANEXO 5



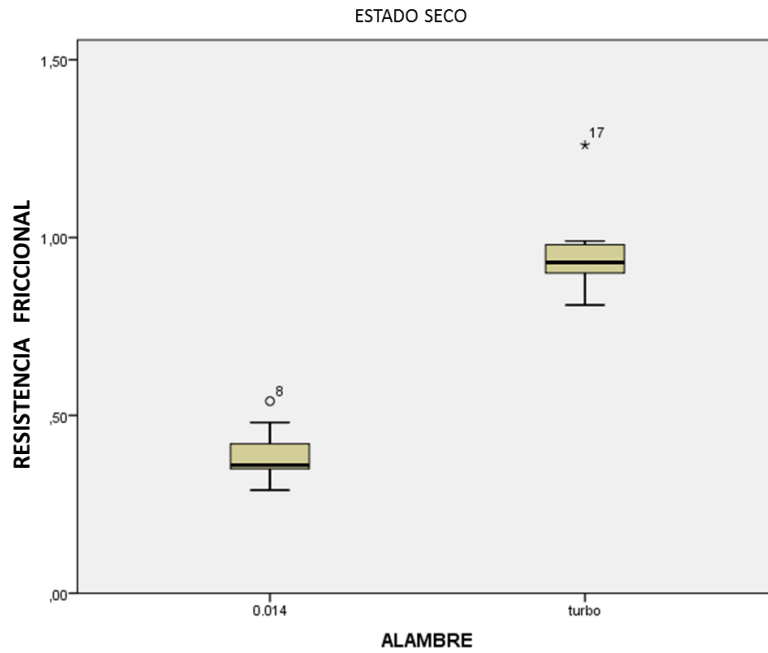
*Prueba Anova ($p < 0.01$), Prueba T de Student (seco y saliva $p = 0.03$; seco y Orthospeed $p < 0.01$; saliva y Orthospeed® $p = 0.08$).

5.1 Grafico N^o1. Resistencia Friccional (Newtons) con alambre NiTi 0.014 Sentalloy según capa intermedia



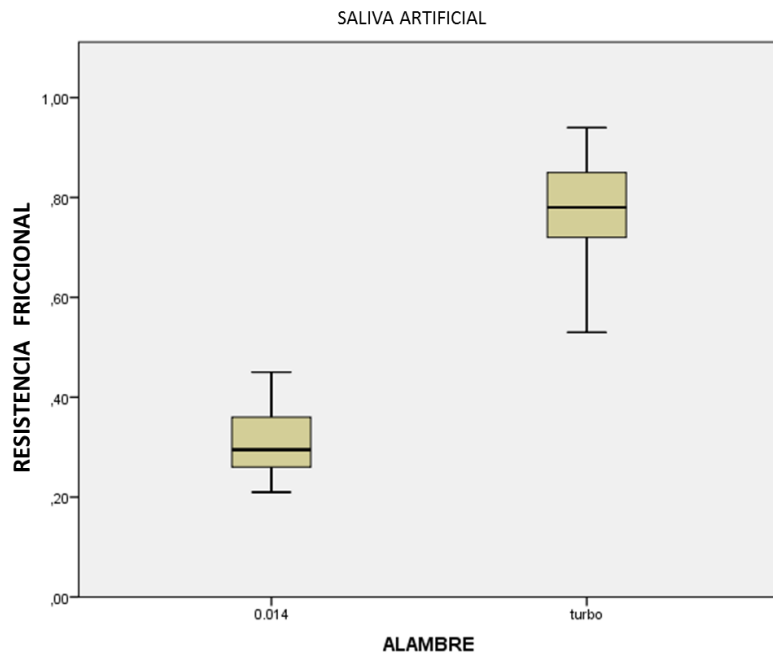
*Prueba Anova ($p < 0.01$), Prueba de T Student (seco y saliva $p < 0.01$; seco y Orthospeed $p < 0.01$; saliva y Orthospeed® $p = 0.09$).

5.2 Grafico N^a2. Resistencia Friccional (Newtons) con alambre Turbo 0.017” x 0.025” según capa intermedia



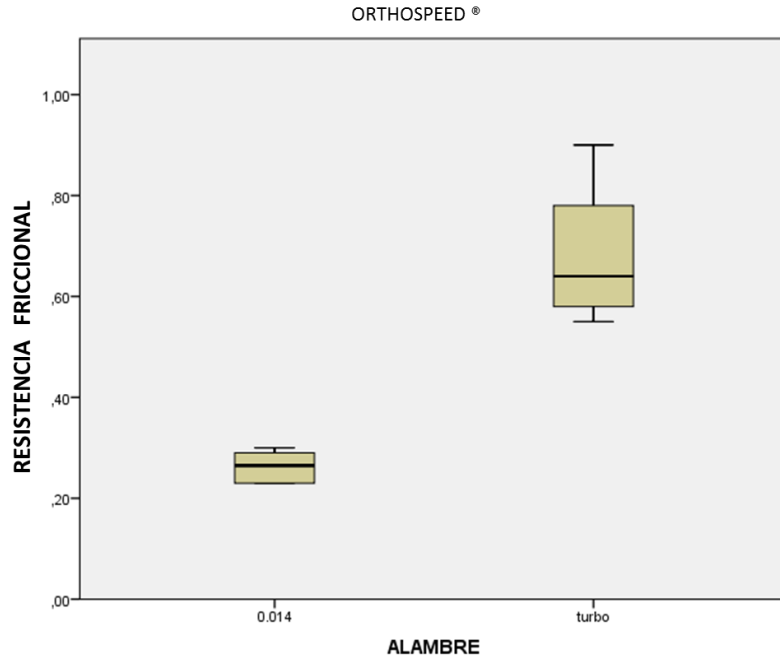
*Prueba T de Student ($p < 0.01$).

5.3 Grafico N°3. Resistencia Friccional (Newtons) en estado seco según tipo de alambre.



*Prueba T de Student ($p < 0.01$).

5.4 Grafico N^a4. Resistencia Friccional (Newtons) con saliva artificial según tipo de alambre.



*Prueba T de Student ($p < 0.01$).

5.5 Grafico N^o5. Resistencia Friccional (Newtons) con Orthospeed ® según tipo de alambre.