

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**Departamento de Estomatología IV
(Profilaxis, Odontopediatría y Ortodoncia),**



**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA FRICCIÓN DE
ALAMBRES SEGÚN EL TIPO DE ALEACIÓN, CALIBRE Y
TIPO DE LIGADURA CON Y SIN ORTHOSPEED EN UN
PLANO INCLINADO**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR**

Miguel Aníbal Claros Stucchi

Bajo la dirección del doctor

Juan José Alió Sanz

MADRID, 2013

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA IV
(Profilaxis, Odontopediatría y Ortodoncia)



TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA FRICCIÓN DE ALAMBRES
SEGÚN EL TIPO DE ALEACIÓN, CALIBRE Y TIPO DE LIGADURA CON
Y SIN ORTHOSPEED® EN UN PLANO INCLINADO.**

MIGUEL ANÍBAL CLAROS STUCCHI

MADRID – ESPAÑA
2013



Universidad Complutense de Madrid
Facultad de Odontología
Dpto. Estomatología IV

Av. Ramón y Cajal s/n
Ciudad Universitaria
Madrid 28040

Prof. Dr. Don Juan José Alió Sanz, Profesor Titular de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

Certifica:

Que el presente trabajo titulado **“ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA FRICCIÓN DE ALAMBRES SEGÚN EL TIPO DE ALEACIÓN, CALIBRE Y TIPO DE LIGADURA CON Y SIN ORTHOSPEED® EN UN PLANO INCLINADO”** ha sido realizado bajo mi dirección por Don Miguel Aníbal Claros Stucchi y reúne, en mi criterio, todos los requisitos y méritos suficientes para optar, mediante el mismo, el grado de Doctor en Odontología por la Universidad Complutense de Madrid.

Madrid, 09 de marzo de 2013

Prof. Dr. Don Juan José Alió Sanz

Director de la tesis doctoral

A mis queridos Cosme Claros y Juana Armas.

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. D. Juan José Alió Sanz, por su amistad y por su apoyo incondicional tanto científico y humano, bajo cuya dirección he podido realizar este trabajo con mucha satisfacción.

Al Dr. D. Iván Naccha Torres, amigo y maestro, quien sembró en mí, la inquietud por la ortodoncia.

Al Sr. D. Ricardo García Mata, del departamento de apoyo a la investigación, quien me ha apoyado para el análisis estadístico de los datos.

A mi esposa, Katty, por su apoyo y paciencia durante esta investigación y también a sus padres por su constante aliento.

A mi familia, por su comprensión, cariño y apoyo al encontrarme lejos de ellos, en especial a mis padres y hermanos, por todo lo que hemos compartido juntos.

A Mabel Claros y Manuel Rodríguez, por su cariño, sus enseñanzas y vivencias compartidas, de quienes me siento muy orgulloso.

A todos mis amigos, que de una u otra manera estuvieron ahí, dándome la fuerza y el apoyo constante: Emilia Prado, Victoria Melián, Abril Rios, Gustavo Alegría, Luis Gotuzzo, Jimmy Gonzales, Andri y Svitlana.

A mis compañeras, Silvina e Isabel, por los buenos momentos compartidos, durante la toma de los datos para este estudio.

A la casa comercial Ibérica de Ortodoncia, por los materiales donados para realizar esta investigación.

INDICE

I. INTRODUCCIÓN.....	8
I.1 FRICCIÓN.....	13
I.1.1 Concepto físico.....	13
I.1.2 Tipos de fricción.....	14
I.2 FRICCIÓN EN ORTODONCIA.....	17
I.2.1 Movimiento dentario y fricción.....	17
I.2.2 Tipos de fricción en ortodoncia.....	21
I.2.3 Componentes de la fricción en ortodoncia.....	23
3.1 Resistencia friccional.....	23
3.2 Fuerza Normal.....	24
3.3 Coeficiente de fricción.....	25
3.4 Capa intermedia.....	26
I.2.4 Causas de la fricción en ortodoncia.....	27
4.1 Variables físicas.....	28
4.2 Variables biológicas.....	29
I.3 FACTORES DE FRICCIÓN DEL APARATO ORTODÓNICO.....	30
I.3.1 Características de las superficies que se ponen en contacto....	30
I.3.2 Magnitud de la fuerza de fricción.....	31
I.3.3 Geometría del alambre.....	32
I.3.4 Geometría del bracket.....	34
I.3.5 Fricción, Binding y Notching.....	35
I.3.6 Ángulo de contacto crítico.....	39
I.4 ALAMBRES Y ARCOS EN ORTODONCIA Y SU RELACIÓN CON LA FRICCIÓN.....	47
I.4.1 Concepto.....	47
I.4.2 Características físicas de los alambres.....	48
I.4.3 Comportamiento de materiales elásticos.....	49
I.4.4 Clasificación de alambres ortodóncicos.....	50
4.1 Aleaciones de oro.....	51
4.2 Aleaciones de acero inoxidable.....	51
4.3 Acero reforzado.....	53

4.4 Aleaciones de níquel titanio (Ni-Ti).....	54
4.5 Aleaciones de Beta titanio (TMA).....	57
4.6 Alambres de resina compuesta.....	59
4.7 Alambres trenzados.....	60
I.5 BRACKETS.....	62
I.6 MEDIO ORAL.....	71
I.6.1 Saliva.....	72
I.7 CONSIDERACIONES CLINICAS DE LA FRICCIÓN.....	73
I.8 TRIBOLOGÍA.....	81
I.8.1 Mecanismos de fricción en deslizamiento.....	81
I.8.2 Desgaste.....	82
I.8.3 Implantación iónica.....	84
I.8.4 ORTHOSPEED®: Proyecto CANAL-AL.....	89
II. HIPÓTESIS.....	93
III. OBJETIVOS DE TRABAJO.....	95
IV. MATERIAL Y MÉTODO.....	97
IV.1 Revisión Bibliográfica.....	98
IV.2 Materiales.....	100
IV.3 Descripción de los materiales.....	101
IV.3.1 Fabricación del instrumento de medición.....	101
IV.3.2 Brackets de medición.....	103
IV.4 Descripción de variables.....	105
IV.4.1 Alambres.....	105
IV.4.2 Bracket.....	105
IV.4.3 Ligadura.....	106
IV.4.4 Angulaciones.....	108
IV.4.5 Compuesto de baja fricción JAL-90458.....	108
IV.5 Metodología.....	109
IV.5.1 Mediciones.....	109
IV.5.2 Determinación de la resistencia al deslizamiento...	114
IV.5.3 Cuadros de comparaciones.....	114

IV.5.4 Personal de investigación.....	116
IV.6 Análisis estadístico.....	117
IV.6.1 Estadística descriptiva.....	117
IV.6.2 Estadística analítica.....	117
V. RESULTADOS.....	119
V.1 Características generales de las muestras.....	121
V.1.1 Análisis descriptivo de la muestra.....	123
V.1.2 Análisis de la normalidad.....	125
V.2 Comparación estadística de la muestra total.....	127
V.2.1 Comparación con/sin compuesto.....	127
V.3 Comparación estadística entre alambres a 45°.....	129
V.3.1 Comparación con/sin Compuesto general.....	129
V.3.2 Comparación de alambres 0.020”.....	131
V.3.2 Comparación de alambres 0.019x0.025”.....	137
V.3.3 Comparación de alambres 0.021x0.025”.....	142
V.4 Comparación estadística entre alambres a 60°.....	146
V.4.1 Comparación con/sin Compuesto general.....	146
V.4.2 Comparación de alambres 0.020”.....	148
V.4.2 Comparación de alambres 0.019x0.025”.....	153
V.4.3 Comparación de alambres 0.021x0.025”.....	158
V.5 Comparación estadística entre calibres de alambre.....	162
V.5.1-2 Comparación a 45° SIN y CON Orthospeed®.....	162
V.5.3-4 Comparación a 60° SIN y CON Orthospeed®.....	166
V.6 Comparación estadística entre aleaciones de alambre.....	171
V.6.1-2 Comparación a 45° SIN y CON Orthospeed®.....	171
V.6.3-4 Comparación a 60° SIN y CON Orthospeed®.....	175
V.7 Comparación estadística entre tipo de ligadura a 45° y 60°...180	
V.7.1 Comparación a 45° SIN/CON Orthospeed®.....	181
V.7.2 Comparación a 60° SIN/CON Orthospeed®.....	186
VI. DISCUSIÓN.....	191
VII. CONCLUSIONES.....	210
VIII. BIBLIOGRAFÍA.....	212
IX. RESUMEN.....	228

I. INTRODUCCIÓN



I. INTRODUCCIÓN

Si volvemos al pasado, el campo de la tribología no solo regresa a la construcción de las Pirámides en Egipto, sino a cientos de miles de años atrás donde el uso de la piedra para la emisión de chispas llevo al descubrimiento del fuego. En efecto, tales avances tribológicos como el diseño de Leonardo da Vinci de intrincados engranajes y rodamientos (algunos de los que no se construyeron todavía hasta la revolución industrial) y al desarrollo histórico del siglo XVIII de un reloj que permite saber la posición longitudinal exacta de los buques en el mar (logrado a través de una artística auto-lubricación de la madera), podrían ser fácilmente llamados de la era moderna teniendo en cuenta la longevidad general de este campo (1). Existen documentos históricos que demuestran el uso de la rueda desde los 3500 A.C., lo cual ilustra el interés de nuestros antepasados por reducir la fricción en movimientos de traslación. Los egipcios tuvieron gran conocimiento de la fricción y los lubricantes, esto se ve reflejado en el transporte de grandes bloques de piedra para la construcción de monumentos y pirámides, ya que para realizar esta tarea utilizaban agua o grasa animal como lubricante. Sin embargo, el estudio moderno de la fricción comenzó hace unos 500 años, cuando Leonardo da Vinci, dedujo las leyes que rigen el movimiento de un bloque rectangular deslizándose sobre una superficie plana. El trabajo de Da Vinci no tenía influencia histórica, sin embargo, sus cuadernos se mantuvieron publicados por cientos de años.

A finales del siglo XV, Da Vinci propuso dos leyes básicas de la resistencia al deslizamiento: primero donde la resistencia friccional al deslizamiento es proporcional a la carga y segundo independiente del área de las interfaces deslizantes (2).

Pero fue al físico francés Guillaume Amontons, a quien se le atribuye la primera publicación de leyes clásicas de la fricción, quien en 1699 describió sus observaciones del contacto entre superficies sólidas. Éste observó que *la fuerza de fricción que se resiste en una interfase es proporcional a la carga normal* o a la fuerza que presionan las superficies unidas e *independientes del área aparente de contacto*: un pequeño bloque experimenta tanta fricción como un bloque grande del mismo material siempre y cuando sus pesos sean iguales.

En el siglo XVIII el físico francés Charles-Augustin de Coulomb (mejor conocido por su trabajo en electrostática) introdujo una tercera ley donde *la fuerza de fricción es independiente de la velocidad de deslizamiento normal*. Aunque el coeficiente de fricción es independiente del área aparente de contacto, de la fuerza de la carga y de la velocidad de deslizamiento, este dependerá en parte de si la fuerza se aplica sobre un objeto en reposo (fricción estática) o está en movimiento (fricción dinámica).

Teniendo en cuenta su simplicidad, las leyes de Amontons increíblemente obedecieron a una amplia gama de materiales tales como: madera, cerámica y metales. La verificación experimental por Amontons y Coulomb en 1699 y 1781 respectivamente, permitieron la formalización de las leyes friccionales actualmente reconocidas como estimaciones aceptables de la fricción dinámica (2).

Rabinowics (1965) y Halling (1975) estudiaron las leyes clásicas del rozamiento por deslizamiento de Coulomb y Morín (3), según las cuales la fuerza de fricción es:

- Proporcional a la fuerza de presión normal entre las dos superficies en contacto, por lo que, la fuerza de tracción se duplica al incrementar por dos la presión entre dos superficies.
- Dependiente de la naturaleza y estado de las superficies en contacto (índice de rugosidad, reactividad química, lubricación y otros).

- Independiente de la velocidad de deslizamiento una vez iniciado el movimiento.
- Independiente, a igualdad de condiciones, del área de las superficies en contacto, ya que el contacto real solo existe en las asperezas (puntos más sobresalientes) a nivel molecular y el movimiento ocurre una vez que se vence o desgasta dicha aspereza.
- En dos cuerpos que han permanecido en estado inmóvil por un determinado tiempo, el rozamiento es mayor en el momento de arranque que durante el arrastre (es decir que la fricción estática es mayor que la dinámica).

Según las estimaciones económicas recientes, la mejoría de la fricción y el desgaste, podría ahorrar hasta un 1.6% del producto bruto interno en los países desarrollados o más de 100 mil billones anualmente sólo en los EE.UU. La magnitud de las pérdidas financieras asociadas con la fricción y desgaste se debe al hecho que todos los sistemas mecánicos, entre ellos las máquinas de café o automóviles, son frecuentemente desechados cuando algunas de sus partes están ya muy desgastadas (1).

En el caso de un automóvil, la energía consumida en su fabricación es equivalente a la que se consume en 100.000 millas de operación. Ejemplos más extremos incluyen las aeronaves, que pueden ser totalmente destruidas por la pérdida de una parte de la misma. Las consecuencias de la fricción y el desgaste también tienen gran impacto en la seguridad nacional y en la calidad de vida de las personas, por lo que no debe de extrañar que durante décadas los *tribomateriales* (materiales diseñados para su uso en contacto móvil: deslizado, laminado, abrasivo, etc.) hayan atraído el interés de científicos especializados en materiales e ingenieros mecánicos y químicos. Sin embargo, lo que sorprende, es lo poco que se sabe incluso ahora, acerca de los orígenes fundamentales de la fricción y el desgaste.

Como vemos, el estudio de la tribología es importante para la tecnología y aunque su descubrimiento haya sido casual, los científicos han sido capaces de brindar explicaciones de por qué los *tribomateriales* funcionan tan bien como lo hacen y además han sido capaces de mejorar sustancialmente el desempeño de éstos a través del desarrollo de nuevas aleaciones, compuestos y/o métodos de ingeniería para la mejora de superficies. Esto se nota claramente en el campo de la ortodoncia, donde materiales y compuestos se diseñan con el fin de disminuir la fricción y por lo tanto, acortar el tiempo de tratamiento.

I.1 FRICCIÓN

I.1.1 Concepto

Desde el punto de vista físico, la fricción o el rozamiento que existe entre dos superficies en contacto, es “la fuerza que se opone al inicio del movimiento” conocido como fuerza de **FRICCIÓN ESTÁTICA** y “la fuerza que se opone al deslizamiento de una superficie sobre la otra cuando ya se inició el movimiento” conocido como fuerza de **FRICCIÓN DINÁMICA**, los cuales se generan debido especialmente a las imperfecciones microscópicas entre las superficies en contacto (4). Fig.1

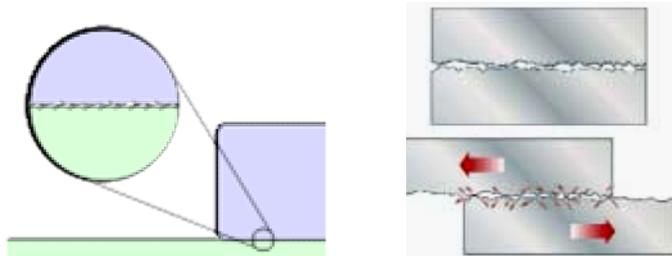


Fig.1 Alambres de ortodoncia con imperfecciones microscópicas o asperezas (4)

Las leyes de la fricción, se derivaron del deslizamiento en línea recta de materiales en medios secos y se guiaron de tres principios básicos:

La fricción es “*proporcional a la fuerza, carga o peso*” actuando en un ángulo real de contacto; es independiente del “*área real de contacto*” de ambas superficies y de la velocidad de deslizamiento y también depende del “*coeficiente de fricción o rozamiento*” que en todo material es constante, ya que *depende de la rugosidad superficial, textura y dureza* (5, 6).

Toda superficie presenta irregularidades a nivel molecular y el contacto real entre dos superficies solo se produce entre los puntos más sobresalientes, denominados asperezas (3, 5, 7). **Fig. 1** Estas irregularidades microscópicas son las que soportan toda la carga y es necesario vencerlas o desgastarlas para que se realice el movimiento al que se opone la fricción. Cuando aplicamos una fuerza tangencial al deslizamiento, las asperezas comienzan a desgastarse (5). Sin embargo, estas imperfecciones hacen que la fuerza entre ambas superficies no sea perfectamente perpendicular a éstas, sino que forman un ángulo φ con la normal (*ángulo de rozamiento*). Por tanto, esta fuerza resultante se compone de la *fuerza normal* (perpendicular a las superficies en contacto) y de la *fuerza de rozamiento*, paralela a las superficies en contacto (4). La morfología y capacidad de engranaje de las irregularidades superficiales y el grado en que las asperezas de un material duro (metal) se incrusten en otro más blando (plástico, cerámicos) también determina la resistencia friccional al movimiento (3, 5).

I.1.2 TIPOS DE FRICCIÓN

a) Fricción estática, es una *resistencia* que se debe superar para poner en movimiento un cuerpo con respecto a otro que se encuentra en contacto. Sobre un cuerpo horizontalmente en reposo al que aplicamos una fuerza horizontal F , intervienen cuatro fuerzas, mientras que en un plano inclinado solo tendremos tres fuerzas a menos que haya una fuerza que tire el objeto desde abajo (4).
Fig.2a y 2b.

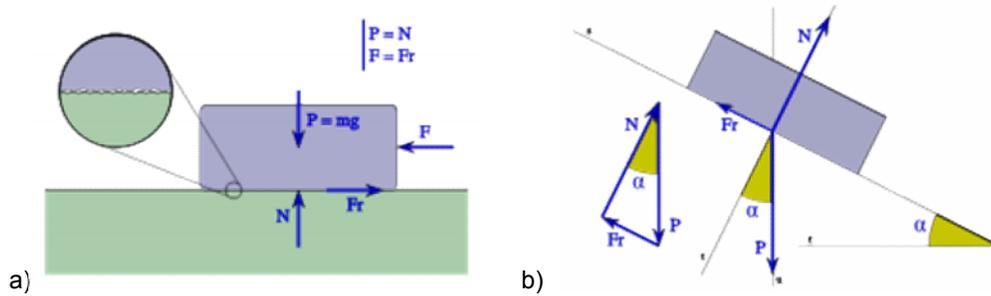


Fig.2 Fuerzas de fricción estática en un plano horizontal (a) y uno inclinado (b).⁴

Para superar la resistencia friccional estática desde la posición de reposo de una masa, es necesario un tirón mínimo o fuerza de corte, la cual es paralela a la superficie de contacto del área nominal. Matemáticamente, la resistencia friccional estática (f_s) es igual a la fuerza normal de carga (F) multiplicado por el coeficiente de fricción estática (U_s) entonces: $f_s = U_s F$ (2) o $f_s = F_r \cdot N$. (**Fig. 2**)

b) Fricción dinámica, es una *fuerza de magnitud constante* o incluso que puede disminuir y que se opone al movimiento una vez que éste ya comenzó. Sobre un cuerpo en movimiento en una superficie horizontal intervienen cinco fuerzas. En un plano inclinado, tenemos un cuerpo que se desliza y que al estar en movimiento interviene el coeficiente de rozamiento dinámico (μ_d), así como una fuerza de inercia (Fi) que se opone al movimiento (4). Fig.3a y 3b.

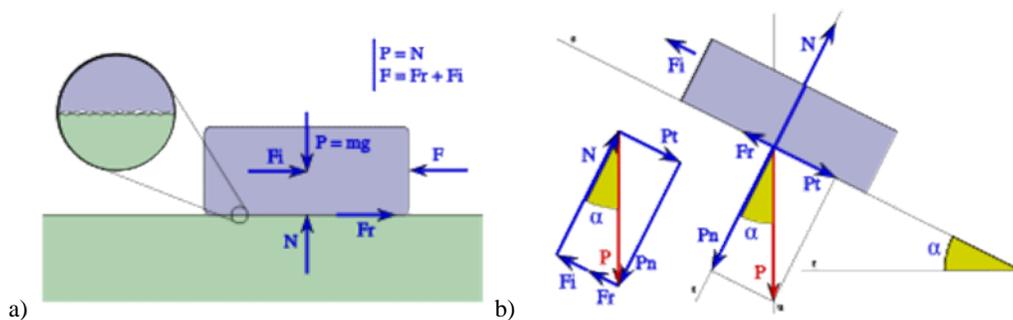


Fig.3 Fricción dinámica en un plano horizontal (a) y uno inclinado (b).⁴

Para iniciar el movimiento, será necesaria una fuerza mínima que supere la resistencia friccional cinética (f_c) y mantenga la velocidad constante (VC) de

la masa. La resistencia friccional cinética es igual a la fuerza normal de la carga (F) multiplicado por el coeficiente de fricción cinética (U_c) donde ($f_c = U_c F$) (2).

El coeficiente de rozamiento dinámico o cinético (μ_d) de un cuerpo en la superficie de un plano inclinado, es igual a la tangente del ángulo del plano inclinado con el que el cuerpo se desliza sin aceleración con velocidad constante por el plano.

Los coeficientes de fricción pueden variar de un material a otro, pero lo que cabe destacar en todos los casos es que el coeficiente de fricción estática siempre va ser mayor que el coeficiente de fricción dinámica, esto lo podemos comprobar en el siguiente cuadro:

Cuadro.1 Coeficientes de fricción de algunas sustancias⁴

Materiales en contacto	μ_e	μ_d
Acero // Acero	0,15	0,09
Acero // Hielo	0,03	0,02
Acero // Teflón	0,04	0,04
Teflón // Teflón	0,04	0,04
Hielo // Hielo	0,1	0,03
Vidrio // Vidrio	0,9	0,4

μ_e : Coeficiente de fricción estático. μ_d : Coeficiente de fricción dinámico.

No se tiene una idea perfectamente clara de la diferencia entre el rozamiento dinámico y el estático, pero se tiende a pensar que el estático es mayor que el dinámico, porque al permanecer en reposo, entre ambas superficies pueden aparecer enlaces iónicos, o incluso micro soldaduras entre las superficies. Éste fenómeno es un tanto mayor cuanto más perfectas son las superficies (5).

I.2 FRICCIÓN EN ORTODONCIA

I.2.1 Movimiento dentario y fricción

El movimiento dental ortodóncico, se da gracias a una reacción biológica de los tejidos dentoalveolares a aplicaciones intencionales de fuerzas externas. Esto significa que la terapia mecánica ortodóncica debe tener en cuenta las restricciones y posibilidades del sistema biológico. Hasta el día de hoy, todas las terapias han sido utilizadas basándose en el empirismo clínico y aún no existen bases biológicas claras para el movimiento dental. Sin embargo, los tratamientos de ortodoncia buscan la mayor cantidad de movimiento dental sin causar daños irreversibles en las raíces, la pulpa, el hueso alveolar y el ligamento periodontal (8).

Hace 60 años atrás, **Storey y Smith** (9, 10) concluyeron que no es una sola fuerza sino un grupo de fuerzas o presiones que resultan de los movimientos ortodóncicos; también incorporaron el concepto de *fuerza óptima*, que es el mínimo valor de fuerza que produce máximo deslizamiento y desplazamiento dental dentro de los límites de la respuesta biológica (3). Sin embargo, desde el punto de vista terapéutico, los niveles óptimos de fuerza propuestos por Storey y Smith, que inicialmente fueron aceptados por los clínicos de la época, no encontraban correlación entre las fuerzas propuestas por estos autores y la tasa de movimiento observado en la clínica.

Estudios posteriores comprobaron que la desigualdad de cifras entre fuerza y cantidad de movimiento obedecían a un único problema: la fuerza consumida durante el deslizamiento de los dientes por *el rozamiento o la fricción*, “si estas fuerzas generadas entre la ranura del bracket y el alambre pudieran ser minimizadas sería posible lograr movimientos dentarios muchos más efectivos y rápidos” (5). Por tanto, las fuerzas terapéuticas de movimiento dentario se ven obligadas a ser mayores que las que dictan la literatura, en un primer momento para vencer la *fricción clásica* y segundo para vencer la resistencia ósea hasta alcanzar la posición dentaria deseada. Para que pueda

producirse el movimiento dentario es necesaria la existencia de un vínculo temporal de dos procesos, uno físico (el vencimiento de la fricción estática y dinámica) y otro histoquímico (aparición de mediadores inflamatorios en el periodonto) (3).

Para el movimiento ortodóncico, se utilizan mecánicas de tratamiento que buscan un máximo control sobre los dientes en los tres planos del espacio. Existen factores de naturaleza física y biológica que han demostrado influir en la magnitud de la fricción durante dichos movimientos, algunas de éstos son: coeficiente de fricción, fuerza externa o normal, etc., por eso, una de las consideraciones que hay que tener en cuenta en la selección del material ideal es optar por uno que genere menor fuerza friccional (11).

Como hemos visto, las leyes físicas de la fricción en el transcurso de la historia, se derivaron a partir del deslizamiento de materiales en un plano o en línea recta en medios secos, pero en ortodoncia se mezclan estas leyes friccionales con la fisiología (10, 12), esto hace más difícil su comprensión y manejo. En un intento de estudiar la fricción y comprobar sus efectos durante el tratamiento ortodóncico, se han diseñado muchos instrumentos de medición entre ellos tenemos: dinamómetros, cestas de pesadas, indicadores de fuerza y presión, espectroscopio laser, profilómetros y maquinas universales calibradas de alto alcance como el escáner o la microscopia electrónica de barrido por ordenador (3, 13, 14).

Para un movimiento dental adecuado, es necesario primero comprender los efectos de las fuerzas friccionales entre brackets, arcos y sus complementos, a favor de producir un movimiento dental efectivo dentro del rango de respuesta biológica óptima. También, hay que tener en cuenta que *la fricción* no es del todo una desventaja, sino que nos garantiza la estabilidad oclusal y el control tridimensional de la raíz en las últimas fases del tratamiento cuando de anclaje se trata, por otra parte, no es menos cierto, que es el *principal freno* para el alineamiento y la nivelación dentaria (reduciendo la efectividad de los alambres superelásticos), frenando el potencial movimiento dentario que se podría conseguir con éstos y durante el cierre de espacios en la mecánica de

deslizamiento; en definitiva complicando y prolongando el tratamiento de nuestros pacientes (11).

La fricción y la deformación elástica reducen la eficacia de los aparatos fijos, en consecuencia los ortodoncistas necesitarán aplicar más fuerza o esperar más tiempo para conseguir el desplazamiento dental deseado. Sabemos que las fuerzas ligeras y continuas son más favorables para iniciar y mantener el movimiento dental, además dan lugar a un tratamiento menos doloroso y que ayuda a mantener la posición de los dientes de anclaje. Cuando sobreestimamos clínicamente estas fuerzas, pueden dar lugar a un excesivo dolor y pérdida de anclaje junto con otros movimientos dentales no deseados o incluso a pérdida total de movimiento por un proceso de *hialinización* en vez de una *reabsorción ósea directa* (15, 16).

Por todo esto, **la fricción** en ortodoncia, es un conjunto de fuerzas que actúan sobre el diente oponiéndose al movimiento dentario (17, 18). Es la resistencia al movimiento que existe cuando un sólido (arco) es movido tangencialmente con respecto a la superficie de otro sólido en contacto (ej. alambres movidos sobre brackets o viceversa) (19). Es la fuerza que contrarresta el intento de movimiento de dos superficies en contacto y es directamente proporcional a la fuerza normal (20, 21). Para otros, es un desafío clínico, particularmente en la mecánica de deslizamiento y podría ser el resultado de parámetros físicos y biológicos (18). También es parte del estudio de la tribología, el cual estudia una “clase de problemas que afectan a la fricción, lubricación y desgaste”.

Según Frank (1980), indica que la fricción no es una fuerza fundamental ya que se deriva de fuerzas electromagnéticas entre átomos (19). En ortodoncia, todas las superficies son más o menos irregulares y la explicación física de la fricción está en relación al área de contacto real, el cuál es determinado por asperezas y la fuerza con la cual dos superficies unidas son forzadas. Bajo condiciones normales la fricción es proporcional a la carga aplicada, dependiendo de la naturaleza de las superficies deslizantes (22). Para Keith, el coeficiente de fricción de una pareja de materiales determinado

esta dado por el radio entre la fuerza tangencial (fuerza friccional) y la fuerza normal perpendicular a la carga aplicada durante un movimiento relativo (22, 23).

Otros consideran que la fricción es la fuerza que retrasa o resiste el movimiento relativo o tendencia de movimiento de dos objetos en contacto,(22, 24-26), cuya dirección es tangencial al límite común de dos superficies en contacto y que resiste el movimiento de una superficie sobre otra y que además actúa en dirección opuesta al movimiento deseado (11, 19, 27, 28).

También, es considerado un factor negativo en todas las formas de deslizamiento mecánico, tales como la retracción de caninos hacia el lugar de extracción y en la nivelación y alineamiento, donde el alambre debe deslizarse a través de brackets y tubos presentes (12, 23). Asimismo, la fricción, es una función de las asperezas o rugosidades relativas de dos superficies en contacto donde el coeficiente de fricción es un parámetro definido como el radio entre fuerza de fricción y fuerza Normal (F_f y F_n) (2,11).

Cuando dos superficies en contacto se deslizan una contra otra, dos componentes de fuerza total pueden presentarse: el componente de fuerza friccional (F) y el componente de fuerza normal (N) donde N es perpendicular a las superficies contactantes y al componente de fuerza friccional. La fuerza friccional es directamente proporcional a la fuerza normal, tal que $F = \mu \cdot N$ donde μ coeficiente de fricción, el valor de N es la cantidad de fuerza actuando perpendicularmente a la superficie del objeto, tal como la fuerza que ejercen las ligaduras sobre el bracket y el valor de μ es la constante de fricción proporcional del objeto (11, 25). Otros estudios consideran que la fricción es también proporcional a la fuerza normal que actúa perpendicular a la dirección de movimiento y es representada por la fórmula fricción $f = \mu_x \cdot F$ donde μ_x representa el coeficiente de fricción estática o cinética para la combinación de materiales y $F =$ la fuerza perpendicular a las superficies en contacto. Matemáticamente el tamaño de las superficies en contacto es irrelevante (8, 21, 29). Como podemos ver existen muchos conceptos acerca de la fricción, todo esto nos indica la gran importancia y la gran dificultad que podría

representar este parámetro físico dentro de un medio biológico representado por la cavidad bucal.

Por tanto, podríamos decir que la cantidad de movimiento dental, es proporcional a la fuerza con la cual dos superficies son presionadas una contra otra y que permiten el movimiento adecuado, pero también dependerá de la naturaleza de las superficies en contacto. Ej.: composición del material y rugosidad superficial. Además, el movimiento dental a lo largo de un arco no es continuo sino que ocurre como una serie de movimientos intermitentes (stip-slick) y está influenciado por una serie de factores que describiremos más adelante.

Cuando dos superficies en contacto se deslizan o tienden a deslizarse una sobre otra, emergen dos componentes de fuerza total, uno de ellos es el *componente friccional*, de dirección paralela a la pretendida o al movimiento real de deslizamiento y se opone al desplazamiento. El otro componente es la *fuerza normal*, perpendicular a una de las superficies contactantes o a ambas (30). La fricción se puede describir mediante el coeficiente de fricción que es constante y se relaciona con las características de la superficie del material. Estos componentes pueden variar en el transcurso del tratamiento y se pueden presentar por separado o juntos a la vez, dependerá mucho de la posición de los dientes a mover y del grado de deformación elástica de los alambres.

I.2.2 Tipos de fricción en ortodoncia

En ortodoncia, la fricción se presenta a través de dos formas: la **fricción estática** que produce gran resistencia al movimiento inicial, la cual evita el deslizamiento y es usualmente más grande que la fuerza requerida para mantener el deslizamiento y la **fricción cinética** o dinámica que indica la resistencia que existe durante el movimiento, donde el nivel de fuerza es constante y menor que el de la fricción estática (6-15) y en donde está implicado el coeficiente de fricción dinámica (μ_d) del material a deslizar, es

decir, de los brackets y alambres que actúan en las diferentes etapas de tratamiento. Para un material dado hay dos coeficientes de fricción, uno es el coeficiente de fricción estática, que refleja la fuerza necesaria para iniciar el movimiento y el otro es el coeficiente de fricción cinética que refleja la fuerza necesaria para perpetuar este movimiento. Se requiere más fuerza para iniciar el movimiento que para perpetuarlo (4, 20). Según Suarez Quintanilla, la fricción estática es diferente a la dinámica porque la primera se produce cuando el arco esta recto (fase de cierre de espacios) y la segunda cuando existe una marcada angulación entre alambre y eje mayor de la ranura (ángulo de fricción dinámica) (7, 17). El deslizamiento entre alambre y bracket en la cavidad oral se da a baja velocidad mas como una secuencia de pasos cortos (***stip-slick***) que un movimiento continuo. En tales condiciones, la distinción entre resistencia cinética y estática es arbitraria porque estas dos formas de fricción son dinámicamente relacionadas (24).

Según Bobadilla (2008), dependiendo del tipo de superficie, el deslizamiento se puede dar de dos maneras: un material duro deslizándose sobre uno blando o un material duro deslizándose sobre un metal de dureza similar. En el primer caso, la superficie que tenga mayor dureza va dañar la superficie menos dura, deformándola plásticamente, en este caso la fuerza de fricción es menor que en el segundo caso. En el segundo caso las superficies deslizantes tienen durezas similares, los daños superficiales son mayores que en el primer caso y están presentes en ambas superficies, por lo que la fuerza de fricción es mayor (11, 31). Esta premisa es un tanto limitada en el caso donde se utilizan brackets estéticos cerámicos, ya que muchos estudios indican que la resistencia a la fricción de los brackets cerámicos siempre es mayor que cualquier otra combinación de alambre-bracket metálicos utilizado en ortodoncia.

I.2.3 Componentes de la fricción

3.1 La resistencia friccional, es la fuerza necesaria para vencer las asperezas, se mide también como una resistencia provocada por el engranaje de las irregularidades superficiales y del grado de incrustación. Cuando se tiene dos materiales de lisura y dureza similar, la fricción depende de la capacidad de desgastar los puntos de unión superficiales (Proffit 1994) (3, 5, 7, 32).

Un fenómeno estrechamente relacionado es dado por el atascue-deslizamiento (***stick-slip***) de la fricción (1, 2, 6). Un solo ciclo de *stick-slip* implica un estado de atascue asociado con la carga elástica del sistema, seguido por un deslizamiento repentino correspondiente a relajación del estrés (2). Hay una serie de datos del fenómeno *stick-slip* que indican que la fricción dependerá del tamaño y forma de la aspereza (conocido como rugosidad superficial), de la velocidad de deslizamiento (variable según la lubricación superficial), del tiempo de relajación, de la memoria elástica y otros parámetros.

El fenómeno de *stick-slip* es frecuentemente culpado de la excesiva tasa de desgaste interfacial y es por tal razón que recibe mucha atención por parte de la comunidad tribológica. La llave para solucionar el misterio de la fricción estática y el fenómeno del *stick-slip* parece estar encerrado en la estructura a escala atómica de la miríada de contactos formados entre las dos superficies contactantes y la naturaleza de las moléculas confinadas entre ambas. La fuerza para superar la fricción es siempre proporcional a la velocidad de deslizamiento como a las características del coeficiente de fricción de dos superficies en contacto.

Tidy (1989), en un estudio para medir la resistencia friccional, comprobó los efectos de la carga, el tamaño del slot, el tamaño del arco y los materiales utilizados, encontrando que la fricción es proporcional a la carga aplicada e inversamente proporcional al ancho del bracket, donde la dimensión del arco y el tamaño del slot tienen pocos efectos (5, 8, 13).

De este estudio se puede decir que la ley de la fricción aplicada al deslizamiento del bracket será:

$$\text{Fricción: } P = 2 F_h \times CF/W$$

Donde P: es la resistencia friccional, W: anchura del bracket, CF: coeficiente de fricción entre alambre y ranura del bracket, Fh: fuerza equivalente que actúa a una distancia h del arco.

La resistencia friccional es para muchos autores excepto Kapila (1990) inversamente proporcional a la anchura del bracket y no se ve perjudicada en los nuevos diseños de anchura mesiodistal adecuada (3, 5, 33). Otros estudios indican que la fricción del arco disminuye cuando el ancho del bracket incrementa (Proffit y Fields en 1993) (33).

Kapila, en 1990 hizo un análisis entre brackets metálicos de diferentes anchuras y arcos de 4 aleaciones (acero inoxidable, cromo.-cobalto, beta-titanio, níquel-titanio) en donde contradice la mayoría de las investigaciones previas al encontrar mayores cifras de fuerza de fricción estática y dinámica entre brackets gemelos anchos que en los simples estrechos (33).

3.2 La fuerza Normal, contrarresta el intento de movimiento de superficies en contacto y es directamente proporcional a la fuerza normal que actúa tangencialmente a la superficie de contacto entre el bracket y alambre y es producto de una fuerza o carga vertical y el coeficiente de fricción (COF). La fuerza normal actúa perpendicular a la dirección de deslizamiento y es aplicado a través del uso de módulos elásticos o ligaduras metálicas que ligan el arco al slot del bracket. Todos los tipos de ligaduras convencionales elastoméricas y de acero inoxidable, aplican una fuerza que empuja el arco contra la base del slot del bracket, éste ligado es el responsable del incremento de la fuerza friccional (21). El método por el cual el arco es ligado al bracket también puede afectar significativamente a la resistencia al deslizamiento (22).

Matarese (2008), no encontró diferencias estadísticamente significativas entre ligaduras elastoméricas y de acero inoxidable, ya que la desviación

estándar de las ligaduras de acero inoxidable comparado con ligaduras elastoméricas no tuvo mucho valor (34). Esto demuestra cuán difícil es el de estandarizar la magnitud de fuerza de ligación con ligaduras ya sea convencionales o metálicas cuando se utilizan en la práctica clínica.

Asimismo, Edward en 1995, reportó que el método de ligación podría influir en la resistencia friccional ortodóncica, para ello compararon los efectos de dos formas de ligación ortodóncica sobre la resistencia friccional estática de brackets de acero inoxidable y arcos bajo condiciones húmedas y secas. Se analizó la fricción con módulos elastoméricos, ligaduras de acero inoxidable y ligaduras cubiertas con teflón, que fueron ligados de forma convencional y en 8. Los resultados mostraron que los módulos elastoméricos produjeron más fricción que los otros dos analizados cuando eran ligados en 8, pero no se encontraron diferencias estadísticamente significativas cuando se ligaron de forma convencional entre los módulos elastoméricos y las ligaduras de acero. Sin embargo, los módulos cubiertos con teflón obtuvieron los más bajos niveles de fricción (35). Griffiths et al, en 2005 describieron que incluso la forma seccional de ligaduras elastoméricas podría tener algún efecto (36). Hay muchas formas de reducir la fricción según las características seccionales o de fuerza de las ligaduras, pero la mejor forma de hacerlo ha sido demostrada con el uso de brackets de autoligado pasivo (libre de ligaduras) (34).

3.3 El coeficiente de fricción (COF), Kusy et al, fueron los primeros en observar los efectos del coeficiente de fricción de las superficies topográficas de alambres utilizando el espectroscopio laser (37). Sus resultados mostraron que la baja rugosidad superficial no es una condición suficiente para tener un coeficiente de baja fricción. Proski en 1991, también mostró resultados similares usando un profilómetro (38). Según Doshi, parece ser que en muchos estudios se han analizado la rugosidad de los alambres, pero en pocos o casi ninguno se ha examinado la rugosidad superficial del slot del bracket (39).

El Coeficiente de fricción, es proporcional a la resistencia al desgaste de las asperezas e inversamente proporcional al límite elástico de los materiales (que determina el grado de deformación plástica de las asperezas), también es

independiente del área aparente de contacto (3, 5). Cada combinación (cupla) arco-bracket (Ej. acero-acero) conlleva a un aumento o disminución específica del coeficiente de fricción. Esto dependerá de las condiciones superficiales y de las características de los materiales contactantes (4, 5, 10). Según Whitley, el coeficiente de fricción es independiente de la distancia interbracket, por otra parte, los efectos de la saliva sobre el coeficiente de fricción depende de la aleación del arco empleado.

Una diferencia significativa es notada entre el COF de varios metales, tales como el acero inoxidable y otros publicados en libros de ingeniería metalúrgica, esta discrepancia puede ser debido a diferencias en los análisis Set-up o a las condiciones superficiales de las muestras analizadas (oxidados, aceitosos, secos, húmedos, rugosos, etc.), es por esta razón, que la mayoría de estudios en ortodoncia no son al cien por ciento confiables ya que hay muchas variables que podrían modificar e influir en los resultados.

3.4 Capa Intermedia, es la interface que está presente a nivel molecular entre dos superficies en contacto, puede estar constituido no sólo de diferentes materiales (generalmente líquidos), sino también de diferentes espesores; líquidos puros o principalmente soluciones, como el aguafuerte, la disolución o corrosión, los cuales pueden provocar cambios electroquímicos.

Cuando el espesor de la capa es tan grande que el alambre y bracket no pueden ponerse en contacto entre sí, es porque existe líquido o un tipo de **lubricación hidrodinámica**, el cuál evita que las aspereces contacten uno contra otro. En cambio, cuando la capa es comparable en espesor con las asperezas del alambre - bracket, existe un tipo de **lubricación límite**, la cual existe porque el líquido es tan delgado o exprimido en la medida en que las asperezas de dos sólidos contactan durante el deslizamiento. La transición entre estas dos se denomina *líquido parcial de lubricación*.

En contraste, los líquidos o soluciones, sean sólidos o suspensiones, directamente causan cambios mecánicos que rutinariamente resultan en cambios topográficos de una o ambas superficies. También pueden influir en el

comportamiento de la fricción en función de la dureza de la película que se forma. En última instancia, la constitución de una capa intermedia dicta la medida con la cual la capa se comporta como un lubricante o como un pegamento (*Principio activo del JAL-90458*) (2,20).

I.2.4 Causas de la fricción en ortodoncia

En la selección del material ideal en ortodoncia, hay que destacar aquél o aquéllos que generen la más mínima resistencia friccional, sin embargo, existen muchas variables que pueden modificar la cantidad de fuerza friccional en cada caso.

Al revisar la literatura, se puede encontrar que la fricción es de naturaleza multifactorial (11-13, 16, 24, 40, 41, 42). Existen demasiados factores biológicos, físicos y mecánicos involucrados en el desempeño adecuado de los aparatos de ortodoncia, es por esta razón, que el profesional debe tener especial cuidado y sentido común a la hora de elegir la combinación arco-bracket más apropiada para cada fase del tratamiento.

Los estudios revelan que la resistencia friccional aumentará dependiendo del grosor del arco, de la angulación del alambre en el slot y la fuerza de ligación; también por el cambio en la forma de la sección transversal del alambre o el cambio de forma del bracket, otros dicen por el tipo de aleación del alambre y otras variables como: ancho del bracket, lubricación, rugosidad superficial y tipo de ligadura (metálica o elástica) (23). Sin embargo, es casi imposible determinar todas las variables que pueden influir en la resistencia friccional en una situación clínica específica, esto es más complicado por el hecho de que hay una gran variedad de aplicaciones clínicas, así como una amplia variedad de parámetros biológicos de los pacientes (23). La cantidad de fuerza friccional depende de la unión entre el bracket y el arco, pero también de algunas variables complementarias que son listados de la siguiente manera:

4.1 Variables Físicas

- Arco ortodóncico:

- a) Material (acero inoxidable, TMA, Ni-Ti, Elgiloy, etc.) (2-6, 11, 19, 33).
- b) Textura superficial (9, 11, 18, 43).
- c) Forma, tamaño, sección transversal (8-11, 33).
- d) Rigidez y propiedades elásticas (9, 11).
- e) Forma del arco (3, 44).
- f) Lubricación intrínseca (45).

- Ligadura del arco al bracket

- a) Fuerza de ligación (depende del modo de ligar y forma de la ligadura) (13, 21, 22, 33, 36, 39, 42).
- b) Tipos de ligación (parcial, total, en 8, etc.) (10, 11).
- c) Material de ligadura (elastómero, polímero, metálica, teflón, etc.) (2, 12, 17, 18, 42).
- d) Revestimientos superficiales (42).

- Bracket

- a) Material (10, 11).
- b) Proceso de fabricación: acero inoxidable colado o sinterizado
- c) Dimensiones y diseño del bracket (8, 10, 13, 33).
- d) Ancho y profundidad del slot (9, 11, 33, 42)
- e) Dobleces de primer orden (in out). (11, 23, 28, 41).
- f) Dobleces de segundo orden (angulación o tip) (11, 41).
- g) Dobleces de tercer orden (torque) (10, 11).
- i) Diseño del slot y del piso (42).
- j) Prescripción (11).
- k) Tratamiento superficial y proceso de fabricación (11).

- Aparatología ortodóncica

- a) Torque de la interfase arco-bracket (8).
- b) Distancia inter-bracket (8,11).
- c) Distancia arco- bracket, llenado del slot (8).

- d) Nivel del slot de brackets entre dientes adyacentes. (11).
- e) Fuerza aplicada para la retrusión (11).
- f) Angulación arco-bracket (ángulo crítico) (9, 13, 33).
- g) Comportamiento arco bracket (10).
- h) Tipo de movimiento de la interfase arco-bracket (9)

4.2 Variables biológicas

- Variables intraorales

- a) Saliva (8, 11, 13, 18, 46).
- b) Placa dental (11).
- c) Película adquirida (11, 33, 42).
- d) Corrosión (11, 33, 42, 47).
- e) Partículas de comida (11).
- f) Densidad ósea, superficie radicular y oclusión (27).

Algunos estudios indican que el movimiento de los dientes durante la masticación también podría ocasionar un modo friccional durante un momento dado (11, 48, 49). La resistencia friccional efectiva entre brackets y arcos es sustancialmente reducida por la alteración del arco, producto de fuerzas masticatorias y otras funciones orales. Pequeñas fuerzas bien dentro del rango ejercido en la boca, son suficientes para producir estos efectos (23).

Por otra parte, hay estudios que indican que durante el desplazamiento de un bracket en simulación intraoral hay fuerzas tales como la masticación, que redujeron la fricción en un 27% en alambres de beta-titanio en comparación con un 80% para alambres de acero inoxidable de la misma talla (14).

También se dice que las fuerzas friccionales son incrementadas con dobleces de segundo y tercer orden en cualquier combinación de bracket alambre. Además el coeficiente de fricción es mayor en alambres rectangulares que en alambres redondos y este se va incrementando con el grosor del alambre (11, 26, 30, 33). La fricción se incrementa con el uso de materiales

estéticos (brackets cerámicos) (50). La saliva, para algunos investigadores, desempeña un papel lubricante y disminuye el rozamiento, para otros en cambio podría actuar como un factor de adhesión que dificultaría el deslizamiento.

Como vemos ningún estudio ha analizado los efectos de todos estos factores reunidos, por tanto, es más difícil determinar con exactitud que materiales utilizar en una situación clínica determinada.

I.3 FACTORES DE FRICCIÓN DEL APARATO ORTODONCICO

I.3.1 Características de las superficies que se ponen en contacto.

Vaughan y Kapila, mostraron que al aumentar el área de superficie de contacto aumentaba la fricción (7, 33). La fuerza de rozamiento entre dos cuerpos no depende solamente del área de superficie de contacto entre ellos, sino también de la naturaleza de las superficies de contacto y de su rugosidad (17, 51). Durante el movimiento, la fricción dependerá del coeficiente de fricción (estático o cinético) de las superficies puestas en contacto y será mayor cuando alguno de los materiales en contacto o ambos es rugoso o cuando éstos son diferentes (5). Kapur et al (1999), establecieron que las fuerzas friccionales son mas grandes debido a las fuerzas moleculares y atómicas de atracción de pequeñas áreas de contacto entre los materiales. Como resultado, la fricción es más grande entre dos superficies del mismo material que entre dos superficies distintas (38, 52).

Drescher et al, encontraron una correlación entre la rugosidad superficial de los arcos guía y su comportamiento friccional, afirmando que una superficie

rugosa conduce al incremento de los valores friccionales (27). La calidad de la superficie tiene una significancia especial debido a que la corrosión y las fracturas por fatiga son generalmente iniciadas en unas inclusiones que se forman en los arcos (*Principios de tribología*). Por tanto, la calidad de la superficie es crucial en la resistencia a la corrosión, en el comportamiento friccional y su biocompatibilidad (53). Sin embargo, la distinta fuerza de fricción observada por cada material no refleja necesariamente la mayor cantidad de rugosidad superficial de los materiales entre diferentes brackets y arcos (27). Proski et al (1991), demuestran que *no existe correlación estadísticamente significativa entre la media aritmética de la rugosidad y la resistencia a la fuerza friccional* (38).

En ortodoncia la rugosidad superficial también podría afectar la estética de la aparatología y el rendimiento de la mecánica de deslizamiento por la influencia del coeficiente de fricción (48). Es bien sabido que los materiales plásticos y resinosos al ser más rugosos tienden a captar micro partículas del medio oral y cambian de color ocasionando brackets y arcos pigmentados poco estéticos.

I.3.2 Magnitud de la fuerza de fricción

Es el derivado de la aparición de fuerzas perpendiculares a las superficies de contacto, las cuales pueden producir el contacto de ángulos diagonalmente opuestos en el canal del bracket con el arco, también depende de la fuerza de la ligadura y/o de la fuerza de activación del arco. El método por el cual el bracket es ligado al bracket puede afectar significativamente a la resistencia al deslizamiento. Todos los tipos de ligaduras convencionales, elastoméricos o de acero inoxidable, aplican una fuerza de presión que empuja el arco contra la base del slot, esta fuerza de ligación es responsable del incremento de la fuerza friccional (21).

Frank & Nikolai, reportaron un incremento de la fricción con el incremento de la presión de la ligación. La fricción es determinada también por el tipo de ligadura y por el procedimiento de ligación. Las ligaduras metálicas generan más baja fricción que las ligaduras elásticas; por otra parte, la resistencia al deslizamiento aumenta directamente con el incremento de la fuerza normal (N) o el ángulo ϕ , a esto le llamaremos ángulo de contacto crítico (2, 3, 10, 17, 18, 19).

I.3.3 Geometría del alambre

Está relacionado con el espacio que queda entre la ranura del bracket y el alambre, por tanto, depende de la sección transversal y el grado de holgura con que es llenado el slot del bracket. Se dice que a mayor espacio menor fuerza; esto ocurre con los alambres redondos que quedan más sueltos en el slot del bracket y generan menos fuerza, por lo tanto, generan menos fricción que aquellos que son cuadrados o rectangulares; esto podría indicar que al aumentar el área de superficie de contacto aumenta la fricción (2, 7, 11, 17, 29-31). Otros estudios demuestran que un incremento en el tamaño del alambre de Ni-Ti no necesariamente causa un incremento en la resistencia friccional, posiblemente se debe a la flexibilidad del Ni-Ti (26, 31).

La dimensión de la sección transversal del alambre es un factor influyente en la resistencia al deslizamiento, esto se da por la modificación de la rigidez del alambre y el ángulo de contacto crítico formado, donde los alambres con sección transversal más gruesa incrementan el impacto de deformación elástica (BI) binding y deformación plástica (NO) notching sobre la resistencia al deslizamiento durante el alineamiento dental (21). Por otra parte, el incremento de la angulación (BI) al utilizar un alambre pequeño, podría explicar el enorme tiempo que toma el cierre de espacios. Los estudios in vitro indican que el ángulo entre alambre y slot parecen afectar al deslizamiento de un arco por incremento de la fricción, pero se necesitan más estudios para

verificar que tamaños y secciones transversales de arcos continuos influyen más en el cierre de espacios.

Henao et al (2004), en su estudio expone que los alambres más pequeños y los multifilamentos tienen los valores más bajos de fricción y que los valores friccionales de los arcos rectangulares incrementan con la talla del arco. (40) En un estudio realizado por Oghata y Vaughan, concluyen que los arcos rectangulares generan más alta fricción que los alambres redondos, pero que éstos, tienen la ventaja de ofrecer un control óptimo del movimiento dental en las tres dimensiones, siendo éste un requisito indispensable en ortodoncia para el control adecuado de las raíces durante el cierre de espacios (2, 45).

Moore et al, llegan a la conclusión que el movimiento de los brackets a lo largo de alambres de acero de 0.021x0.025 pulgadas produce alrededor de tres veces más fricción que el movimiento a lo largo de alambres de acero de 0.019x0.025 pulgadas, ya que la media de fricción encontrada fue de 3.0 N y 1.2 N respectivamente, por tanto, considero adecuado que el cierre de espacios se debería de hacer con alambres de 0.019x0.025 pulgadas y luego recién se utilizaría el alambre de 0.021x0.025 pulgadas para alcanzar la prescripción deseada de los brackets (8, 12).

Muchos estudios han demostrado que las propiedades de los diferentes alambres influyen en la resistencia friccional. Michelberger, en su estudio concluye que en la mecánica de deslizamiento al comparar brackets de acero inoxidable y Titanio con alambres redondos de 0.020" de acero inoxidable, la resistencia al deslizamiento fue similar, pero cuando utilizó alambres rectangulares de acero inoxidable o TMA, los brackets de acero inoxidable tuvieron menor coeficiente de fricción cinética y estática que los brackets de Ti. (18, 25). Esto da a suponer que los alambres redondos muestran menor coeficiente de fricción cinética que las superficies planas de alambres rectangulares de SS. (19, 26, 33, 45, 54-59).

I.3.4 Geometría del bracket

La fricción se da debido esencialmente al diseño de la ranura y al tamaño del bracket, donde tiene gran importancia el área de contacto entre arcos y brackets. Estas ranuras pueden ser de paredes planas o curvas al igual que el fondo, pero se ha comprobado que las ranuras cuyo fondo es curvo o tiene protuberancias en la base y los bordes del slot sean redondeados como el diseño del bracket Sinergy® de Rocky Mountain disminuyen el área de contacto, por lo cual, presentan menor fricción que aquellos que son cuadrados o rectangulares de superficies planas (16, 60). **Fig.4.**

Clocheret, en contraposición a estas conclusiones sobre el bracket Sinergy®, hizo un estudio para medir el comportamiento friccional de varios alambres de acero con varios tipos de brackets de acero y concluyó que los brackets Sinergy® tienen un Coeficiente de fricción (COF) de 0.60 y una fuerza de fricción de 1.20, mientras que los brackets Ultratrimm® de Dentaaurum tienen un COF de 0.39 y una fuerza de fricción de 0.78, con esto se podría concluir que el diseño del bracket es muy importante para disminuir la fricción, pero también hay que tener en cuenta la excesiva rugosidad superficial que presentan algunos brackets como por ejemplo el Sinergy®, lo cual podría anular los efectos de un excelente diseño (20).

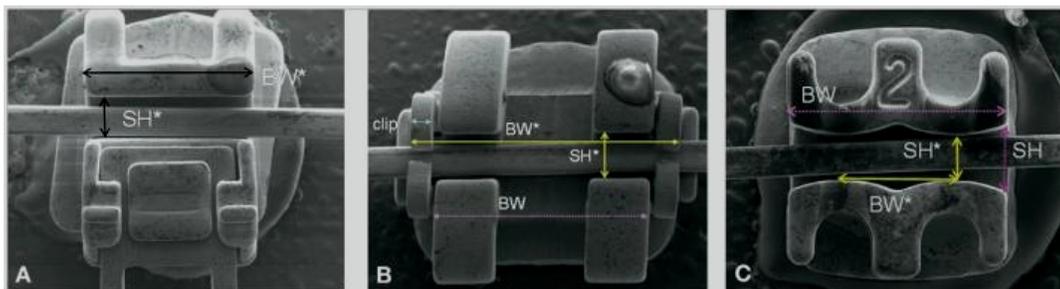


Fig.4 Pisos planos y paredes rectas de brackets: **A**, Damon SL II; **B**, SmartClip; y curvas **C**, Sinergy.

Se observa los anchos y tamaños aparentes de los brackets y alambres.⁶⁰

Si comparamos tres brackets Damon®, Smart Clip® y Sinergy®, los tres de baja fricción veremos que ciertamente los brackets de autoligado disminuyen la fricción significativamente en comparación con el Sinergy®, pero también hay

que destacar que los brackets autoligables cuestan 3 a 4 veces más que los brackets de arco recto de baja fricción (SWLF) Sinergy® de Rocky Mountain.

I.3.5 Fricción, Binding y Notching

Según Kusy y Whitley (1999) (17, 19, 61, 62), la resistencia al deslizamiento está dividida en tres componentes: (1) **Fricción**, estática o cinética (**FR**), debido al contacto entre las superficies del arco y bracket; (2) **Binding (BI)**, creado por la angulación de los dientes o alambres flexibles que están en contacto con los bordes del slot del bracket (cuando una fuerza es aplicada al bracket para mover el diente, el diente se inclina en dirección de la fuerza hasta que el arco contacte con los bordes del slot del bracket) y (3) **Notching (NO)**, donde la deformación permanente del arco ocurre en la interfase arco-bracket debido a que se supera el límite proporcional, que con frecuencia ocurre en diversas situaciones clínicas (19, 63). **Fig.5**

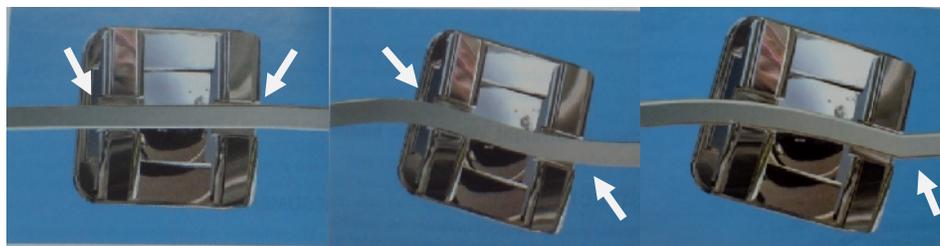


Fig.5 a) fricción (FR)

b) Deformación elástica (BI)

c) Deformación plástica (NO)¹⁷

Cervera (2003) también confirma que la resistencia al deslizamiento depende de tres componentes: fricción clásica, binding y notching del alambre (17). En situaciones donde el ángulo de contacto ϕ es inferior al valor crítico, solamente la fricción clásica es importante porque el binding y notching no ocurren.

La contribución de la fricción, binding y notching en la resistencia al deslizamiento puede ser comprendido mejor si consideramos tres etapas en la fase activa del movimiento dental:

1. La primera es la etapa temprana del deslizamiento, donde la angulación dentaria y el contacto del arco con los bordes del bracket comienzan a ocurrir, entonces fricción y binding contribuyen a la resistencia al deslizamiento: $RS = FR + BI$.
2. En la segunda etapa, incrementa el ángulo de contacto entre el bracket y el arco, donde binding es la mayor fuente de resistencia y la fricción se convierte en insignificante: $RS = BI$.
3. En la tercera etapa, donde el ángulo de contacto es muy grande, ocurre el notching de los arcos, donde ambos fricción y el binding se vuelven insignificantes: $RS = NO$.

Durante el cierre de espacios, para que ocurra el deslizamiento del bracket a lo largo del alambre, se aplican una serie de fuerzas ortodóncicas (fuerza de un resorte o de un muelle) a una distancia del centro de resistencia del diente, donde el ancho y la compresibilidad del ligamento periodontal ceden a una inclinación de la corona producto de la fuerza, entonces se genera una angulación de segundo orden entre el slot del bracket y alambre (llamado *configuración activa*) (21, 27, 35). Cuando el arco contacta en ambos puntos de los ángulos diagonalmente opuestos de las paredes del slot porque el bracket está inclinado, la deflexión empieza a contribuir en la resistencia al deslizamiento (16, 17, 27). **Fig.5b**

Bajo tales condiciones, existen fenómenos tales como: deformación elástica (BI) y la deformación plástica (NO) por muescas en el alambre, que contribuyen a la resistencia al deslizamiento. Como hemos visto, **(BI)**, ocurre cuando la angulación entre el slot del bracket y el arco no excede el ángulo de contacto crítico, **(NO)**, es la manifestación extrema de BI, resultando en una deformación plástica de los alambres ortodóncicos. La resistencia al deslizamiento general de la interface arco-bracket puede representarse así:

$$RS = FR + BI + NO \quad (21, 46, 50).$$

Donde FR es la fricción clásica y ocurre como resultado de la fuerza de ligación.

La deformación plástica (NO), es el daño mecánico observado en el arco que se produce en los últimos estadios de la deflexión y ocurre porque el ángulo que se genera entre el bracket y el slot es mayor que el denominado **ángulo crítico** y se produce un enclavamiento del arco sobre el bracket aumentando de esta manera la resistencia al deslizamiento (17). Cuando la resistencia al deslizamiento en la interfase bracket-arco aumenta, la proporción de la fuerza útil resultante sobre los dientes para conseguir un movimiento dental adecuado disminuye, esto da como resultado una mecánica menos eficiente (64).

El movimiento dentario se dificulta si aumenta la primera (FR) y la última fuerza (NO), en cambio la fuerza ideal que deberíamos emplear en nuestros arcos es la deformación elástica (BI) la cual permite un movimiento adecuado y “libre”.

Hay estudios que indican que el notching se produce debido al movimiento vertical de los dientes o arcos durante la masticación (65), aunque otros estudios indican que la deformación ocurre por el desplazamiento de los dientes debido a la remodelación y angulación ósea durante la masticación; mientras que la fuerza de fricción y deformación elástica (BI) se producen debido a la sección transversal del arco, al slot y al ancho del bracket (5).

Estudios demuestran que con angulaciones de 7° entre el bracket y el slot, más del 94% de la resistencia friccional es causada por binding. También se ha demostrado que el binding no solo es sensible a la angulación sino que también es directamente proporcional a la rigidez del arco. Sin tener en cuenta el medio seco o húmedo, la resistencia al deslizamiento y la deformación elástica (BI) son inversamente proporcionales a la distancia interbracket de cualquier sistema de aparatología fija, parece ser que la posición relativa de la distancia interbracket no es tan importante.

Una serie de datos de laboratorio de Robert Kusy en 1999, establecieron las bases del binding y notching como componentes primarios de la resistencia al deslizamiento (62). Por otra parte, Kusy y Articulo estudiaron la resistencia

al deslizamiento en función de cinco angulaciones en alambres de acero, Ni-Ti y Beta Titanio y con brackets Edgewise a 0°, 3°, 7°, 11° y 13° usando varias combinaciones de brackets y arcos. **Cuadro. 2**

Cuadro. 2 Índice de deformación elástica (BIX) y porcentaje de deformación elástica (%BI) con una fuerza de N = 200 g. ^{19, 63, 65.}

Angulación (°)	Material de arco							
	Acero inoxidable				Níquel-Titanio			
	RD	BI	BIX	%BI	RD	BI	BIX	%BI
Acero inoxidable								
0	0.02	0.00	0	0	0.03	0.00	0	0
3	0.08	0.06	3	73	0.05	0.02	1	45
7	0.35	0.33	15	94	0.39	0.36	13	93
11	0.69	0.67	30	97	0.60	0.57	20	95
13	0.88	0.86	38	98	0.80	0.77	27	97
Cerámica PCA								
0	0.03	0.00	0	0	0.02	0.00	0	0
3	0.05	0.02	1	45	0.04	0.02	1	42
7	0.25	0.53	18	95	0.13	0.11	5	83
11	0.82	0.79	27	97	0.30	0.28	12	92
13	1.37	1.34	46	98	0.31	0.29	13	93

RD: Resistencia al deslizamiento, BI: Binding, NO: Notching, PCA: Policristalino aluminio

El cuadro. 2, muestra que la influencia de la deformación elástica (BI) es mayor cuando la angulación bracket-arco aumenta. Ejemplo: con la angulación de bracket cerámicos contra arcos de acero, con 3° de angulación la deformación elástica estará compuesta por un 45% de resistencia al deslizamiento, cuando el ángulo es incrementado a 13° la deformación elástica produce un 98% de resistencia al deslizamiento.

La fuerza que se emplea para producir el movimiento dental durante la mecánica de deslizamiento, origina una serie de fenómenos: inclinación del diente, un ángulo de contacto crítico, deformación del alambre y también podría producirse una rotación del diente, donde el contacto se establecería entre el arco y las ligaduras convencionales o la tapa de bracket autoligable, dando como resultado que la fuerza friccional durante el deslizamiento dental sea

igual entre brackets convencionales y brackets de autoligado de acero inoxidable (27).

I.3.6 Ángulo de contacto crítico

A partir de la angulación entre bracket-arco es donde nace el concepto de ángulo de contacto crítico, el cual es el *mayor ángulo que se forma entre el eje de la ranura del bracket y el eje del alambre* y que presenta contacto íntimo con las paredes del slot. El ángulo de contacto crítico depende principalmente de la geometría de la ranura del bracket y el ancho del slot (19). Algunos autores lo definen como el ángulo formado entre el alambre y la ranura del bracket a partir del cual el alambre empieza a tocar las paredes de la ranura en los ángulos diagonalmente opuestos. Para angulaciones de 0-2° al ángulo de contacto crítico se dice que el bracket está en **configuración pasiva** y para angulaciones mayores a 3° está en **configuración activa**, esta angulación puede variar entre 3°, 7°, 9° y 11°, dependiendo del tamaño y de la morfología del slot del bracket y también del calibre del alambre.

Comparando los componentes de la resistencia al deslizamiento durante la configuración pasiva y configuración activa, se encuentra que en la **configuración pasiva** la angulación (φ) es menor que el ángulo de contacto crítico de la interferencia de ajuste (φ_c). Por tanto, la fuerza aplicada (F) es opuesta solamente a la fricción clásica. En este caso, la fricción es determinada por el coeficiente friccional (μ) y por la fuerza normal (N) aplicado sobre el bracket por la ligadura.

En la **configuración activa**, la fuerza es mayor y por tanto opuesta a la deformación elástica (BI) y a la fricción dada por el contacto con el slot de los brackets, donde $\varphi = \varphi_c$. La fuerza normal que está dada por la interferencia de ajuste (N_{BI}) podría aumentar con más angulación y en consecuencia el (BI) también se incrementará (16, 46, 49, 66). Por lo tanto, la deformación elástica es un segundo componente de resistencia al deslizamiento. **Fig.6**

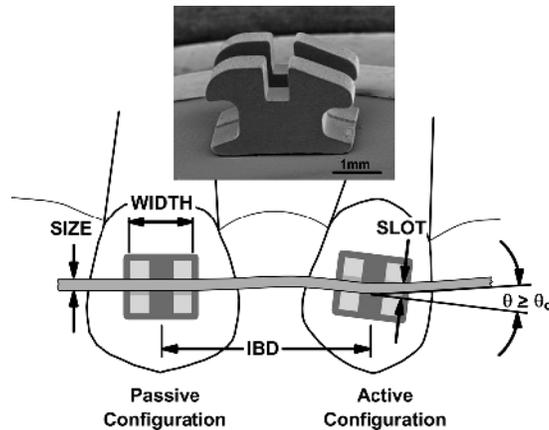


Fig.6 Parámetros esenciales de mecánica de deslizamiento: la dimensión del arco que contacta con la base de la ranura del bracket (**SIZE**), el ancho del bracket (**WIDTH**), la dimensión del slot del bracket (**SLOT**), la distancia entre el punto medio de los brackets adyacentes (**IBD**), y ángulo de contacto (ϕ).

Según Whitley, la configuración activa se divide en dos áreas: en la menor de estas dos áreas activas, los efectos superficiales de la fricción clásica y las propiedades del grosor de los arcos y/o brackets determinan la magnitud de la resistencia al deslizamiento, donde las fuerzas no exceden las propiedades elásticas de los arcos o el bracket. En la mayor zona activa, las fuerzas exceden las propiedades elásticas del arco y del bracket, lo que en última instancia conduce a la deformación elástica con cese del deslizamiento (66, 67).

Michelberger et al, dicen que con una angulación y torque mínimo, la fricción es mantenida debido a la fricción clásica, pero cuando la deformación elástica y plástica aumentan la longitud de angulación, la fricción de la interfase entre el bracket y arco aumenta y la fuerza que es transmitida en ese momento al diente disminuye, dando una aparatología ortodóncica menos eficiente (25).

La causa y efectos de la resistencia al deslizamiento en la configuración pasiva han sido bien estudiados en el pasado en función de la aleación del arco, material del bracket, rugosidad superficial y de medios húmedos o secos. Sin embargo, la configuración pasiva ha recibido considerablemente menos

atención, primariamente por la dificultad experimental asociada con la medición del ángulo (φ) mayor a 0° (68). Además, hay pocas aproximaciones matemáticas que describan las dimensiones específicas de la cupla arco-bracket y sus angulaciones para el desempeño del deslizamiento.

El cálculo del ángulo de contacto crítico de la cupla arco-bracket para estudiar la deformación elástica (binding) con angulaciones de segundo orden fue propuesto por Kusy y Whitley donde los tres parámetros geométricos de importancia para determinar el binding de un bracket individual son: tamaño del alambre, slot del bracket y ancho del bracket (49).

El ángulo de contacto crítico, fue determinado por el límite entre fricción clásica (configuración pasiva) y el *fenómeno binding* (configuración activa) (43, 62, 68). El ángulo de contacto crítico con la cual la deformación elástica (binding) se iniciaría con respecto al tip del bracket (tip de la prescripción) puede ser calculado utilizando la siguiente fórmula:

$$\text{Tan } \varphi_{\text{tip}} = \frac{\text{Tamaño de slot} - \text{dureza del arco}}{\text{Ancho del bracket}}$$

Por tanto $\varphi_{\text{tip}} = 1$ grado

El ángulo de contacto crítico para el binding en relación al torcimiento del alambre o torque es calculado así:

$$\text{Tan } \varphi_{\text{torque}} = \frac{\text{Tamaño de slot} - \text{dureza del arco}}{\text{Ancho del arco}}$$

Por tanto $\varphi_{\text{torque}} = 7$ grados

Los cálculos anteriores no son del todo exactos, ya que las esquinas de los alambres cuadrados y rectangulares, no son siempre en ángulo recto sino biselados. Según Kusy y Whitley, los efectos sobre la resistencia al deslizamiento según la configuración de los alambres por encima del ángulo de

contacto crítico con deformación elástica han sido pocamente estudiados debido a las dificultades experimentales asociadas con la medida exacta de la angulación de los brackets.

Bobadilla (2008), comparó los brackets Minidiamond® y Sinergy®; donde obtuvo una configuración pasiva entre 0°-2° y activa para los ángulos de 4°, 6° y 8° en los brackets Minidiamond®, mientras que en los brackets Sinergy® encontró que la configuración pasiva se dio en los ángulos 0°, 2° y 4° y la activa en 6° y 8°. Si se observan las ranuras de estos brackets se ve que la ranura del Minidiamond® tiene la forma de una caja de tres paredes, mientras que en el Sinergy® las paredes son redondeadas, lo que disminuye el área de contacto entre la ranura y el alambre dando como consecuencia una disminución de la fuerza de fricción. También se encontró que el promedio de fuerza máxima en configuración activa era de 0.310 N y 0.065 N para Minidiamond® y Sinergy® respectivamente (31).

Según kusy y Thorstenson: "La fricción es mayor en la configuración activa" y a mayor angulación mayor fricción porque el área de contacto entre las superficies aumenta al mismo tiempo que aumenta la fuerza normal entre ambas superficies (48, 69) Fig.6

Las fuerzas en ángulos diagonalmente opuestos surgen cuando se forma una inclinación del arco en el slot del bracket, el cual es dependiente de la flexibilidad del arco y del canal del bracket (diseño tribológico), también ocurre porque una pieza dentaria esta inclinada y el alambre esta deformado por presión de las ligaduras; pero generalmente se da por la combinación de ambos factores (2, 8). El ángulo de contacto crítico de un bracket esta dado principalmente por el ancho y el largo de la ranura, tambien por el ancho del alambre y por la libertad que existe entre ambos (espacio libre). Según Kusy cada cupla arco-bracket tiene un ángulo de contacto crítico, dicho ángulo es el límite entre la configuración pasiva y activa de un bracket.

En cuanto a la fricción, sabemos que ésta será mayor cuanto mayor es la angulación final, independientemente de cuál sea la razón por la que se

produzca. Además la magnitud de las fuerzas perpendiculares será influenciada por la distancia entre los ángulos diagonalmente opuestos, se dice que el aumento de la fricción se debe a un aumento del área real de contacto entre superficies deslizantes (37). **Fig.7.** La fricción se incrementa espectacularmente, es decir, se triplica cada 5° al aumentar el ángulo de inclinación entre alambre y ranura (7, 32, 64, 65, 69).

Nishio et al, llegaron a la conclusión que la magnitud de la fuerzas para desplazar los arcos en los brackets fue directamente proporcional al incremento del ángulo de contacto entre bracket y arco. Donde la fricción, fue mayor en angulaciones de 10 grados que en 0 grados (70). Redlich et al, también reportaron que grandes fuerzas friccionales son desarrolladas cuando cada angulación arco bracket incrementa (71).

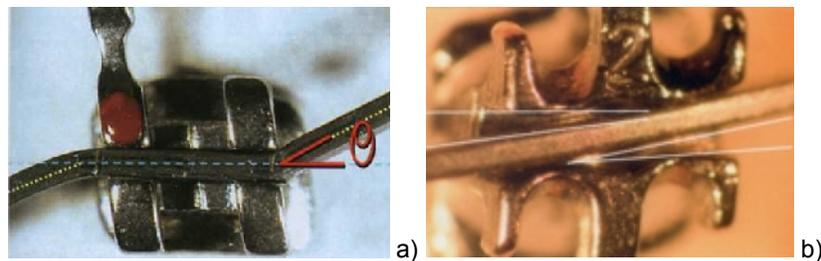


Fig.7 Configuración activa con gran angulación (a) y con mínima angulación (b).¹⁷

Se dice que a angulaciones y torques mínimos la resistencia al deslizamiento se debe básicamente a la fricción clásica, mientras que la deflexión y la deformación plástica permanente intervienen más en angulaciones mayores (17).

Dependiendo del tipo de fricción pasiva o activa, los estudios expresan que durante la configuración pasiva, los alambres tienen menor resistencia al deslizamiento, en cambio, en la configuración activa, los alambres, especialmente de Níquel-Titanio (Ni-Ti), tienen la mayor resistencia a la fricción (43). Otros estudios indican que la fuerza friccional aumenta al utilizar alambres de acero inoxidable en vez de Ni-Ti, ya que la flexibilidad del Ni-Ti podría contribuir a disminuir la fuerza normal de los puntos de contacto entre

brackets y arcos. Sin embargo, esta especulación no puede ser aceptada para explicar los hallazgos comunes de elevada fricción con Beta titanio.

Según Artículo, en la configuración pasiva, la eficiencia del deslizamiento de los arcos parece ser mayor en las cuplas bracket/arco hechas con arcos rígidos que en uno relativamente blando. El orden de clasificación de la fricción de alambres de acero inoxidable y alambres de Ni-Ti cambia según algunas angulaciones de segundo grado predeterminadas. Esto significa que en angulaciones sin deformación elástica el acero tiene menos fricción que alambres de Ni-Ti, pero en angulaciones con deformación elástica el acero inoxidable produce más fricción que los alambre de Ni-Ti, esto se debe al menor módulo de elasticidad de los alambres de Ni-Ti (65).

Chin Liang et al, comprobaron los diferentes ángulos de contacto crítico de primer, segundo y tercer orden y describió que el ancho de los brackets actuales y la cubierta labial en el slot podrían afectar el control rotacional de los dobleces de primer orden. Asimismo, los valores friccionales incrementaron con un cambio de tres grados en inclinaciones de tercer orden, comprobando que los brackets con los menores ángulos de contacto crítico de tercer orden tuvieron los valores más altos valores de resistencia friccional en la inclinación labial de 3° de la corona (60). **Fig.8** Hay estudios que indican que diez grados entre bracket y arco dan valores altamente significativos más altos de fricción que cero grados para casi todas las combinaciones de bracket alambre en condiciones húmedas y secas por lo que se comprueba que la resistencia friccional aumenta con la angulación de cualquier orden (33, 72).

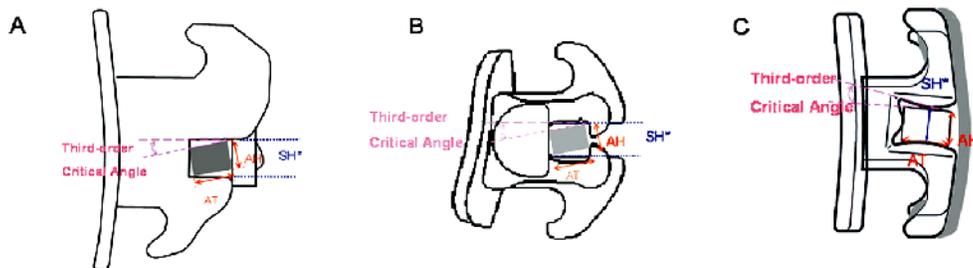


Fig.8 Ángulo de contacto crítico en angulaciones de tercer orden de tres brackets.

Parece ser que los dobleces de primer, segundo y tercer orden influyen directamente en la resistencia al deslizamiento; aunque, el grado de maloclusión, la morfología de los brackets y la elasticidad de los alambres son quienes juegan un rol más importante en la formación del ángulo de contacto crítico.

Tselepis et al (1994), comprobó en sus investigaciones in vitro que la lubricación con saliva artificial en angulaciones de 0 grados de segundo orden, se redujo la resistencia friccional en un 60.5% para la combinación de bracket y arcos de acero y 8.1% en la combinación de brackets de zafiro con arcos de betatitanio. En Angulaciones de 10 grados, la lubricación obtuvo los mejores valores de significancia en cuanto a baja fricción cuando se comparó con condiciones secas (sin lubricación). La más alta reducción de la fricción ocurrió para la combinación de brackets de zafiro con arcos de acero con un 46% de reducción, mientras que la más baja reducción fue con la combinación de brackets de zafiro con arcos de Ni-Ti con un 6% de reducción (23).

La modesta cantidad de angulaciones de los brackets producen un incremento rápido de la fricción, probablemente debido a los efectos del binding entre el bracket y el arco. Un incremento en la angulación (tip) de 1 a 3 grados podría cuadruplicar la fricción (Cuadro 3) (12, 24), en cambio el torque tiene pocos efectos dramáticos sobre las fuerzas friccionales, se puede ver que 6 grados de torque producen una fuerza friccional media de tan solo 2.5 N contra 4.0 N con tres grados de angulación (tip).¹² **Cuadro. 3**

Hamdan et al, también demostraron que la resistencia al deslizamiento incrementa significativamente al aumentar el tip del bracket, también encontró que la resistencia al deslizamiento fue mayor con el incremento del torque en ausencia de tip, aunque este incremento fue menor que si comparamos con cantidades parecidas de tip (5).

Cuadro. 3 Comparación del Tip y Torque de Moore. ¹²

Tip(°)	N	Media fricción (N)	Significancia
0	240	1.8	0.001
1	80	1.1	
2	80	2.2	
3	80	4.0	
Torque (°)			
0	240	2.4	0.001
2	80	1.3	
4	80	1.7	
6	80	2.5	

Bo-Sun Kang et al (2003), al analizar la relación entre ángulo de contacto crítico y torque, demostraron que el ancho de los arcos no tiene efecto sobre el ángulo de contacto crítico cuando el tip y el torque es 0°, sin embargo, cuando el torque incrementa, el ancho del bracket tiene un efecto sobre el ángulo de contacto crítico; por otra parte, cuando aumenta el ancho de los alambres, el ángulo de contacto crítico disminuye. Por lo tanto, todos los parámetros de arco-bracket excepto altura del slot tienen un efecto sobre el ángulo de contacto crítico (104).

Se considera que el incremento de la angulación de segundo orden del bracket tiene efectos más significativos sobre la resistencia al deslizamiento que comparado con variables tales como fuerza de ligación o características superficiales de brackets y arcos (73).

I.4 ALAMBRES Y ARCOS EN ORTODONCIA Y SU RELACIÓN CON LA FRICCIÓN

I.4.1 Concepto

Los alambres y arcos son aleaciones de metales que a través de un proceso de trefilado se pueden transformar en hilos y que sirven para lograr fines terapéuticos (74). Para Mc Nulty, la refinación en el proceso de elaboración de los alambres proporcionó al clínico nuevos alambres de trabajo. El material de fabricación de alambres y arcos afecta directamente a la fuerza y tipo de fuerza friccional producida (33).

Las propiedades del *alambre ideal* son: resistencia a la fractura, elasticidad adecuada, moldeabilidad, carga-deflexión estable, bajo costo, resistencia a la corrosión, estética, biocompatibilidad, textura lisa, rigidez y buen módulo de elasticidad y ductilidad y recientemente se habla de **baja fricción** (2, 5, 6, 11, 16, 18, 40, 55).

La industria dental está dispuesta en cada momento a presentar como panacea sus productos y técnicas derivadas, cuya validación se basa principalmente en elementos de autoridad y no en una metodología científica y tecnológica rigurosa. Según Miura, aunque están apareciendo nuevos alambres y técnicas, la mayoría de los ortodontistas usan los alambres y técnicas que emplearon durante su aprendizaje, que es con los que han desarrollado su experiencia. Pero, la variedad de materiales con los que contamos en la actualidad son un arma terapéutica que debe ser aprovechada por el profesional en sus tratamientos. Es por eso, que se debería conocer de manera detallada las características clínicas y físicas de los nuevos materiales y aprovechar las bondades que cada uno de ellos presenta.

En la clínica lo usual es completar el movimiento deseado de un diente mediante una sucesión de alambres cada vez más pesados; es decir, alambres que sean capaces de liberar fuerzas dentro de los márgenes en que se pueden mover dientes sin producir daños histológicos hasta el final del movimiento deseado (10-70).

I.4.2 Características físicas de los alambres

Una consideración importante en la selección de los arcos para el alineamiento inicial en el tratamiento ortodóncico es la dureza del material. La fuerza es distribuida por unidad de activación. La dureza es proporcional al producto del modulo de elasticidad (E), parámetro del material y al momento de inercia (I), como un factor geométrico.

La elasticidad, es la propiedad de un material, que le permite recuperar su forma inicial una vez deformado por una carga. Está definido por:

- **Rigidez** (stiffness), es la resistencia a la deformación (fuerza aplicada / distancia de la deformación). Donde: $\text{Elasticidad} = 1/\text{rigidez}$.
Una rigidez baja permite la génesis de fuerzas ligeras y fisiológicas, de aplicación más precisa y constante.
- **Dureza**, es la máxima carga que puede aceptar un determinado material (alambre) antes de deformarse permanentemente o romperse. Donde $\text{Resistencia} = \text{Rigidez} \times \text{recorrido}$.
- **Amplitud de trabajo o recorrido**, es la distancia que puede ser deformado un material sin exceder sus límites, se considera la máxima flexibilidad o Springback.

Estas propiedades pueden verse modificadas por la longitud del tramo entre dos puntos de apoyo, el diámetro, la forma de la sección transversal, el tipo de material, su estructura y la manipulación que pueda haber sufrido el alambre.

I.4.3 Comportamiento de materiales elásticos

Al producirse una deformación actúan una serie de factores que influyen en el comportamiento de los alambres: (7, 16, 18, 32, 74). **Fig.9**

- **Límite proporcional (LP)**, cuando la deformación no es proporcional a la carga, es el punto donde se producen mayores deformaciones con menores cargas. (No se sigue la ley de Hooke de los resortes).
- **Límite elástico (LE)**, es el último punto desde el cual el alambre podría recuperar totalmente su forma inicial si se elimina la carga. A veces coincide con el límite proporcional. Representa una deformación permanente del 0.1%.
- **Deformación elástica**, entre el punto inicial de la carga y el LP, la recuperación del alambre al quitar la carga sería total.
- **Deformación plástica**, se da cuando se sobrepasa el límite elástico y proporcional, el alambre ya no recuperaría su forma inicial o queda deformado siempre.
- **Rotura**, es cuando se sobrepasa la resistencia a la fractura del material, donde la carga es mayor que la amplitud de trabajo (7, 18, 33, 74).

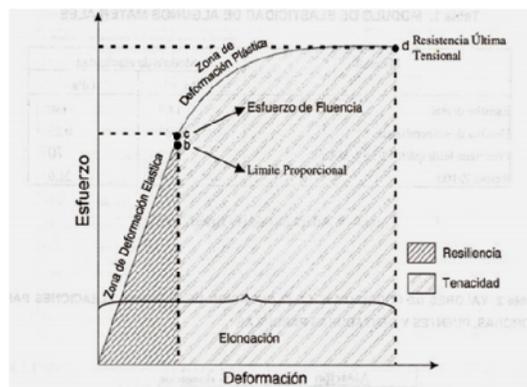


Fig.9 Diagrama de carga-deformación

La morfología de la curva obtenida caracteriza las propiedades y el comportamiento elástico de un alambre de ortodoncia, sus ventajas, limitaciones y posibles indicaciones. Algunas casas comerciales adjuntan con los arcos ortodóncicos su gráfico de carga deflexión para que el clínico tenga

conocimiento de las características del material a emplear. También debemos cuantificar la energía almacenada (stored energy), capacidad de recuperación (springback) y fuerza de descarga (fuerza de sometimiento de los dientes una vez se coloca el bracket).

- **Resiliencia**, que es la propiedad de almacenar energía cuando el material se deforma elásticamente, la tenacidad que es la resistencia a la fractura o rotura; se dice también que es la energía necesaria para fracturar un material y el springback que es la propiedad de recuperación de la forma de los alambres.

La resistencia del alambre a doblarse dependerá de su rigidez y de la distancia entre los brackets o longitud del tramo así como de la superficie de contacto entre alambre y bracket que será mayor cuando el alambre es rectangular que cuando es redondo.

Según Burstone, la rigidez total de un arco viene determinado por la rigidez del tipo de alambre (que varía con el calibre y la composición del alambre) y la rigidez del diseño (que a su vez depende de variables como la distancia interbracket o la longitud del tramo de alambre o cantidad del mismo) (53).

I.4.4 Clasificación de los alambres ortodóncicos

Los alambres se clasifican:

- 1.- Por su sección transversal en: esféricos, acintados y ovalados.
- 2.- Por su diámetro en: redondos, rectangulares y cuadrados
- 3.- Por su conformación o número de hebras en: individuales, múltiples o trenzados.
- 4.- Por su aleación: oro, acero, acero reforzado, Nitinol (Ni-Ti): Níquel titanio estándar, Nitinol térmico, Nitinol termoplástico, Nitinol cobre; beta titanio, Titanio molibdeno y alambres de composite o con cubiertas de teflón.

4.1 Aleaciones de oro

Tienen una composición del 55 y 65% de oro aunque pueden llegar a solo 15%, cobre entre el 11 y 18%, plata entre el 10 y 25%, paladio entre 5 a 10%, platino entre 5 a 10% y níquel entre el 1-2%. Este último material se endurece por el trabajo de una manera más lenta que el acero, por ello son menos quebradizos y más fáciles de conformar, su módulo de elasticidad es de 15 000 000 psi, por lo que, libera fuerzas más ligeras que el acero. El tratamiento térmico de liberación de tensiones se hace a menor temperatura que el acero. Actualmente, ya no se usan en odontología por su elevado costo y por la superioridad del acero inoxidable (7, 74).

4.2 Aleaciones de acero inoxidable

Son introducidos en 1929, son aleaciones que contienen Hierro (73%), Cromo (14%), Níquel (10%), Carbono y Manganeso, su punto de fusión es de 1300°C, es mal conductor de elasticidad, pero permite soldaduras, dobleces y se puede templar. Es de baja resiliencia, menor que los alambres de beta titanio y níquel titanio, tiene un módulo de elasticidad alto, buena rigidez (1 Ms), alta tenacidad y **baja fricción**. Se considera hasta ahora como el alambre ideal ya que causa poca o casi ninguna fuerza friccional durante el tratamiento (1-74). El acero inoxidable fue el metal que sustituyó a las aleaciones preciosas y semipreciosas (oro, plata, platino y paladio, etc.) que se utilizaban en la confección de los aparatos de ortodoncia hasta los años 50. Es uno de los metales más utilizados en la actualidad ya que superior a otras aleaciones tiene gran resistencia a la oxidación intraoral por su alto contenido en cromo (18%).

El cociente entre límite y módulo de elasticidad indica una menor energía acumulada y una baja capacidad de recuperación en relación a las nuevas aleaciones, es por esta razón que los alambres de acero liberan la mayor parte de su fuerza en una distancia muy pequeña, limitando así el movimiento dentario, por lo que se necesitan muchas re-activaciones para devolver la función al alambre (43). Estas re-activaciones de la fuerza muchas veces son

excesivas o muy pocas e inhibidas debido a la fricción, dejando de producirse el movimiento ortodóntico deseado.

Los alambres de acero se clasifican según el sistema de la **American Iron and Steel Institute (AISI)** o Unified Number System (UNS). Los aceros que tienen número AISI son: (7, 12, 74).

- **Aceros austeníticos serie 300**, de estructura cfc. Son materiales que estarán un largo periodo de tiempo en contacto con el medio biológico, es el más clásico y representativo. Se usan para fabricar la mayoría de las fijaciones y además tienen mejor resistencia a la corrosión.
- **Aceros martensíticos serie 400**. Son duros y mecánicamente resistentes. Se emplean cuando es más importante la dureza (la cual se da por la presencia de carbono de 0.1-1% lo que confiere resistencia a la tracción) y la resistencia mecánica ya que estos tipos de alambres son menos resistentes a la corrosión.
- **Aceros ferríticos serie CCC**, tienen un contenido de carbono no superior a 0.2% y en su composición no hay Níquel. Son más económicos, se utilizan en la elaboración de brackets, estos aceros son altamente resistentes a cloruros, pero son menos resistentes a la corrosión y a las fuerzas mecánicas, otra característica es que no admiten templado.
- **Aceros dobles**, son la unión de austenita y ferrita, tienen bajo contenido de níquel, tienen dureza y ductilidad mejoradas, doble resistencia a deformación que aceros austeníticos y son resistentes a la corrosión. Se utilizan para fabricar brackets de una pieza (*brackets Colados*).
- **Aceros endurecidos por precipitación**, son endurecidos por tratamiento térmico. Tienen baja resistencia a la corrosión y elevada resistencia a la tracción. Es utilizado para confeccionar mini-brackets por ORMCO.

Muchos estudios indican que los arcos de acero producen el más bajo coeficiente de fricción estática y cinética durante la mecánica de deslizamiento

(50). El problema de los arcos de acero activados es que su energía almacenada es menor que la energía de los arcos de TMA y de Ni-Ti, esto hace que los alambres de acero produzcan fuerzas elevadas que se disipan en cortos periodos de tiempo, por lo que se necesitará más activaciones y cambios de arcos (75).

Por otra parte, hay estudios en cuanto a la fricción que indican que las combinaciones de acero-acero incrementan su coeficiente cinético de fricción en estado húmedo (0.05), mientras que los alambres de Beta titanio lo disminuyen en un 50%.

4.3 Acero reforzado – Cromo Cobalto (Elgiloy, Azura, Multiphase)

Son aleaciones que contienen: Cobalto (40%), Cromo (20%), Níquel (15%). Son los famosos arcos ELGILOY® creados por Rocky Mountain Orthodontic (RMO), vienen en diversos colores, los cuales dependen de la resiliencia creciente: azul (el más blando), amarillo, rojo y verde (el más resiliente). Entre sus características se describen: tienen módulo de elasticidad alto, permiten soldadura, se pueden templar, tienen alta tenacidad y alta rigidez (1.20 Ms.). Son aleaciones especiales, se cree que han mejorado las propiedades del acero convencional, el más usado en ortodoncia es el Elgiloy® azul (7, 74). A diferencia del acero y es su característica principal es que el tratamiento térmico cambia las propiedades elásticas del material y no produce liberación de tensiones (43). Esta característica permite doblar los alambres blandos, dándole la forma que queramos y luego someterlos a calor para que adquieran una dureza similar al acero; se usan para fijaciones y para la confección de brackets y alambres porque son resistentes a la corrosión.

4.4 Aleaciones de Níquel Titanio (Ni-Ti)

La aparición de arcos preformados de aleaciones estequiométricas de Níquel Titanio (Ni-Ti) supuso una gran innovación en la terapia ortodóncica. Estos alambres fueron desarrollados por los proyectos espaciales americanos y comercializados por la Unitek Corp. La memoria de forma que define a estas aleaciones hace referencia a la capacidad del alambre de recuperar su forma original tras marcadas deflexiones y deformaciones mientras se encuentra en fase martensítica.

Estas propiedades están en relación con la transición de fase de la aleación entre formas austenita (cúbica) y martensítica (monocíclica) que se produce a unas temperaturas de transición bajas, en comparación con el acero, donde el cambio de fase necesita de varios centenares de grados.

La termoelasticidad, otra propiedad de estas aleaciones, consiste en deformar plásticamente el alambre cuando este se enfría por debajo de la temperatura de transición, recuperando su forma original cuando se vuelve a recalentar.

La superelasticidad, es otra propiedad de estos alambres, que es la capacidad de recuperación tras su deformación plástica y a su curva de carga-deformación no elástica ni lineal. Esta propiedad permite aplicar fuerzas constantes incluso con una gran gama de deformaciones del alambre.

- **Níquel titanio estándar**, son de primera generación, contienen Níquel (52%), Titanio (45%), Cobalto (3%). Fueron creados por Buehler et al, en el Naval Ordnance Laboratory (EEUU), por eso recibió el nombre de **Nitinol**. El problema de este alambre es que no permite soldaduras, tiene poca rigidez (0.26 Ms.), son aleaciones con memoria de forma y módulo de elasticidad bajo, tiene alta resiliencia y no permite dobleces. Tiene buena biocompatibilidad, aunque se han descrito casos con alergia secundaria al níquel.

- **Nitinol térmico**, son alambres superelásticos de segunda generación. Se caracterizan porque con la temperatura oral pasan de la fase austenítica a la fase martensítica al aumentar la fuerza aplicada. Esta fuerza martensítica posee una baja rigidez con un módulo de elasticidad de 31 a 35 GPa (el acero tiene 200 GPa.), mientras que la fase austenítica posee una gran rigidez con un módulo de elasticidad de 84 a 98 GPa.
- **Nitinol termoplástico**, son de tercera generación, este arco posee efectos de memoria igual que los arcos de Ni-Ti superelásticos pero la diferencia es que el efecto de estos es producido por cambios en la temperatura y no por cambios en la fuerza aplicada sobre el alambre. Estos alambres se encuentran en fase martensítica, por lo tanto son materiales dúctiles y maleables fáciles de colocar en los brackets; sin embargo al pasar a fase austenítica su manejo es difícil ya que su rigidez aumenta.
- **Nitinol Cobre**, se creó porque los arcos anteriores tienen inestabilidad frente a variaciones en la composición química o la aplicación de cargas cíclicas. El agregado de cobre hace que esta aleación tenga una buena estabilidad mecánica frente a las variaciones en la composición química y la aplicación de cargas cíclicas y presenta una reducción de la histéresis mecánica, lo cual en la práctica clínica representa una mayor capacidad para almacenar y liberar energía/fuerza y por tanto proporciona una mayor amplitud de trabajo. Otra característica de estos alambres es que tienen *bajo coeficiente de fricción* (7, 74).

La fricción producida por los alambres de níquel-titanio se encuentra entre la del acero y el beta-titanio, aunque hay autores que señalan que cuando el bracket tiene angulaciones mayores a un 3% la fricción es menor que la de los aceros inoxidables (18). Estos alambres elásticos que presentan una gran capacidad de flexión, “*reducen el ángulo ranura-alambre dando lugar a menos fricción*” por lo que se cree que una situación diferente es la fricción generada por la superficie de estos alambres y otra la forma como se encuentra activado en el slot del bracket (25) Actualmente se “*bombardea iónicamente*” la

superficie del alambre hasta producir una capa de nitrógeno de tres micras que disminuye la fricción (12, 31, 48, 53, 76).

Proski, en un estudio de la rugosidad superficial demostró que los alambres más rugosos de níquel titanio fueron: Ni-Ti, Marsenol y Orthonol. También demostró que los alambres de acero son los que mejor están pulidos seguidos de los alambre de Níquel titanio en el siguiente orden: Sentalloy®, Titanium® y Reflex®. También obtuvo unos valores donde los alambres de Elgiloy® y Níquel Titanio tuvieron los más bajos valores friccionales mientras que los alambres de acero y TMA® tuvieron los más altos valores friccionales, contradiciendo los resultados en relación al acero con otros autores (38).

Loftus et al (77), demostraron que la fricción de los arcos de TMA son mayores que los de Ni-Ti, pero la fricción con alambres de Ni-Ti es similar a los alambres de acero inoxidable. Según este trabajo todo parece indicar que los alambres de acero inoxidable y Ni-Ti tienen valores friccionales parecidos, en otro estudio, Both encontró que las fuerzas friccionales incrementaron más con alambres de acero inoxidable que con Ni-Ti cuando la angulación es incrementada. Este dato nos llevaría a pensar que el alambre ideal frente a angulaciones grandes es el alambre de Ni-Ti, en consecuencia como se comentó anteriormente la flexibilidad del Ni-ti podría contribuir a la disminución de la fuerza normal en los puntos de contacto entre brackets y arcos y por lo tanto, disminuyendo la fricción.

Para Matarese et al, *el Gold Standard de la baja fricción*, es la combinación de brackets de acero inoxidable y arcos de Ni-Ti, este descubrimiento está claramente relacionado a la reducción de la rigidez de los alambres de Ni-Ti (34).

Como sabemos la rigidez de un arco es determinada por su módulo de elasticidad (E) y su momento de inercia, el cual depende del tamaño y forma del arco. Para determinados materiales, el incremento del tamaño del arco también incrementa su rigidez. Debido a esto, más fuerzas son requeridas para

deslizar un bracket a lo largo de un arco grueso que uno más delgado. Para un tamaño de arco dado un alambre de acero inoxidable es más rígido por su valor de elasticidad mayor que un alambre clásico de Ni-Ti martensítico, por lo tanto, los alambres de acero inoxidable no pueden evitar los bordes de los brackets con la misma facilidad que un alambre de níquel titanio martensítico (Ni-Ti M), mientras que la rigidez de un arco pseudoelástico activo de níquel-titanio austenítico (Ni-Ti A) depende de la cantidad de fuerza que se le aplica.

4.5 Aleaciones de Beta Titanio (TMA)

A mediados de los 90, el Níquel fue aceptado como la fuente más común de dermatitis de contacto. Menné y Nielsen (1993), mostraron que las mujeres tienen mayor hipersensibilidad al Níquel que hombres en relación a un 22% a un 4.7% respectivamente (74, 78). En Europa el conocimiento de este problema, lleva a la legislación a limitar el uso del Níquel en la fabricación de productos de contacto con la piel y otros tejidos. Sin embargo, aunque muchos estudios indican que el níquel es liberado dentro de la cavidad oral, los efectos reportados del Níquel no son constantes.

En alternativa a los materiales de Níquel, los fabricantes desarrollaron un nuevo arco el cuál contiene: Titanio (80%), Molibdeno (11.5%), Zirconio (6%), Estaño (4.5%). Estos alambres fueron desarrolladas por ORMCO/ SYBRON, se encuentran en un punto intermedio de elasticidad entre el acero y las aleaciones de Ni-Ti, tienen el 42% de la rigidez del alambre de acero inoxidable (79) y el módulo de elasticidad es alrededor del 40% del acero inoxidable (80), en consecuencia liberan cerca de la mitad de cantidad de fuerza en comparación con los alambres de acero inoxidable y cromo-cobalto del mismo calibre y de igual cantidad de activación, estos alambres también presentan gran resiliencia y suficiente capacidad de conformación para realizar dobleces y resortes sencillos aunque es más caro que el acero. A pesar de que la espectroscopia laser ha encontrado que la superficie del alambre de TMA es

más lisa que los alambres de Ni-Ti, muchos estudios muestran que el TMA genera más fricción que alambres de Ni-Ti (50). El problema de estos alambres es su coeficiente de fricción, el cual es el menor de todas las aleaciones ortodóncicas y debido a esto; la reactividad superficial del titanio ocasiona el problema de microsoldaduras en frío (7, 12, 33, 50, 70, 74).

Los alambres de TMA, tienen una rigidez intermedia entre alambres de acero inoxidable y Ni-Ti, si comparamos con el caso del alambre de Ni-Ti donde la disminución de la rigidez es una característica a favor para disminuir la fricción.

La energía almacenada en un alambre de acero activado es menor que la del TMA, esto hace que éstos produzcan fuerzas elevadas que se disipan en cortos periodos de tiempo (75), se supone que los arcos de TMA deberían tener un mejor desempeño durante la mecánica de deslizamiento en comparación con los arcos de acero inoxidable, sin embargo, las combinaciones entre bracket de acero inoxidable y alambres de TMA producen más fricción que la combinación de bracket-arco de acero-acero respectivamente, esto se debe especialmente a las características superficiales pobres del TMA, el cual juega un papel muy importante en la determinación de la resistencia al deslizamiento (42, 81, 82). Por tanto, se cree que la rugosidad del arco afecta los mecanismos de deslizamiento, corrosión y pone en peligro la estética y la biocompatibilidad.

El coeficiente de fricción estática del beta titanio es 2.4 veces mayor que el coeficiente de fricción del acero inoxidable y ambos tienen el mismo coeficiente de fricción dinámica. Por tanto, se necesita 2.4 veces más fuerza para mover un diente cuando se usan los arcos de beta titanio que cuando se usan alambres de acero, donde el ángulo de contacto crítico es 0° o mayores a éste (74, 83).

Burstone y Goldberg, reportaron que el módulo de elasticidad (E) del TMA es aproximadamente dos veces que del Nitinol y menos de la mitad que los aceros inoxidables. Su rigidez hace que sea ideal en aplicaciones donde se

requiere menos fuerza que del acero, pero el bajo modulo de elasticidad podría ser inadecuado para desarrollar magnitud de fuerzas requeridas (53). Por otra parte, Kapila y Sachdeva, indicaron que la relativa baja fuerza generada por alambres de TMA podría implicar que las fuerzas contraproducentes generadas por alambres de TMA puedan ser contrarrestadas por fuerzas más pequeñas que las requeridas para alambres de acero inoxidable (84).

Doshi, indica en sus estudios que los valores friccionales del TMA coloreado son comparables con los alambres de acero inoxidable por lo que podrían suponer una gran alternativa a los alambres de acero inoxidable para el cierre de espacios en la mecánica de deslizamiento. Además, estos alambres tienen un excelente balance de propiedades, incluyendo su alto springback, baja dureza, alta formabilidad, y la capacidad de soldadura directa. Por otra parte, su mayor desventaja es su alto coeficiente de fricción y algunos arcos de TMA son susceptibles a la fractura durante su manipulación clínica. Los alambres de TMA presentan más altos niveles de fricción que los alambres de acero inoxidable y cromo-cobalto (84).

Un punto importante que agregar, es que según las fuentes de Kusy, el TiMolium tiene la superficie más lisa que otros alambres de Beta-titanio y casi la misma baja fricción que el acero inoxidable, lo cual podría significar una alternativa cuando se necesite utilizar estos alambres.

4.6 Alambres de resinas compuestas

Con el incremento de la popularidad de los brackets estéticos, existe la expectativa de mejorar la estética de los alambres, sin embargo todavía carecen de propiedades mecánicas adecuadas para su uso generalizado en ortodoncia, sobre todo por la cantidad de fricción que producen estos arcos. En 1950 se introdujeron por primera vez alambres transparentes o coloreados como el esmalte, hechos de resinas reforzadas. Actualmente existe la marca Optiflex® cuyo núcleo es de fibra de sílice, seguido de una resina del mismo

material y una capa exterior de nylon para evitar tinciones y que además proporciona resistencia añadida (74).

Desde la mitad de 1990, dos grupos trabajaron independientemente en E.E.U.U. y Japón presentando una gran evidencia de la viabilidad de alambres poliméricos estéticos. Este nuevo producto consiste en una matriz de polímero de composite reforzado con fibras. Variando el contenido de las fibras de refuerzo de la matriz de composite, el módulo de elasticidad de estos alambres puede ser ajustado al rango elegido (85).

Estos alambres se utilizan para producir fuerzas ligeras, tienen un módulo de elasticidad de 98.6 Mpa, son poco dúctiles y son muy frágiles. Su mayor ventaja es su alta estética, se introdujeron en el campo de la ortodoncia como sustituto de los metales que producen reacciones alérgicas. Actualmente se utilizan en pacientes que demandan alta estética ya que están hechos de fibras reforzadas con composites que simulan el color natural de los dientes.

4.7 Alambres trenzados

Se confeccionan de acero o Ni-Ti, vienen de varias hebras trenzadas en un alambre central o trenzados entre ellos mismos, pueden ser de 3, 6, 9 y 12 hebras. La literatura indica que cuantas más hebras tenga, es posible que sea más flexible el alambre, debido a que disminuyen su rigidez. Los alambres multitrenzados producen menor resistencia al deslizamiento que alambres de acero convencional de una hebra del mismo calibre, estos resultados se dan debido a las características estructurales de estos alambres que son de por sí menos rígidos (43). Cuando se comparó el comportamiento friccional de arcos trenzados de acero con arcos simples de Ni-Ti en saliva humana en configuración pasiva, se comprobó que los arcos trenzados de acero incrementan su fricción, pero aún es menor que el coeficiente de fricción de arcos de Ni-Ti, ambos comparados en brackets de acero inoxidable.²⁹ Los arcos trenzados rectangulares tienen menor coeficiente de fricción que los

arcos circulares e incluso que los arcos de cadena simple sobre brackets de acero inoxidable. Los alambres más flexibles, como el arco coaxial o arcos de fibra óptica de vidrio, tienen significativamente niveles más bajos de fricción que los alambres menos flexibles cuando se someten a angulaciones de segundo orden (31, 86).

Estudios demuestran que el coeficiente de fricción cinética de alambres multitrenzados de acero inoxidable medidos sobre brackets de acero inoxidable aumenta con la saliva, pero siguen siendo sustancialmente inferiores a los coeficientes de fricción cinética de los alambres de Ni-Ti medidos en los mismos brackets. Por otra parte, los alambres rectangulares multitrenzados tienen menor coeficiente de fricción cinética que alambres multitrenzados redondos o incluso que los alambres de una hebra medidos en brackets de acero inoxidable (87).

De todos los alambres analizados en múltiples estudios la mayoría de ellos consideran que el acero inoxidable es el alambre que produce menos fricción, sin embargo, debemos de tener en cuenta que en cada etapa del tratamiento habrá un alambre que se adapte mejor a las necesidades biomecánicas.

Cuadro. 4 Fuerza de fricción según el tipo de material del bracket y aleación de alambre.

Alambre \ Bracket	Rugosidad superficial (um) (**)	Fuerza de Fricción (*)		
		Fricción con bracket de acero inox. (N)	Fricción con bracket cerámico y slot de acero Inox. (N)	Fricción con bracket cerámico (N)
		0.047	0.044	0.17
Acero Inox.	0.017	1.54	1.51	2.26
Ni-Ti	0.076	1.87	1.79	2.74
Colored TMA	0.090	1.57	1.54	2.52
TMA	0.129	2.20	2.15	3.10

* Los valores de fricción están en azul, ** la rugosidad superficial está en rojo.

En el Cuadro 4, se observa de manera interesante como la rugosidad superficial es mayor en los alambres de TMA, seguido del Ni-Ti y el menos rugoso el acero inoxidable; también se puede observar que los brackets metálicos tienen una rugosidad superficial parecida a los brackets metálicos

con slot metálico, mientras que los brackets cerámicos tienen la mayor rugosidad superficial. Este cuadro también nos muestra que la más alta fricción bracket-alambre se dio con la combinación de brackets cerámicos con alambres TMA y los que menos fricción tuvieron fueron con la combinación de brackets y alambres de acero inoxidable. Valores parecidos de baja fricción también se encontraron en los brackets metálicos con slot metálico; por otra parte, hay que destacar que los alambres de Colored TMA con implantación iónica tiene valores de fricción menores que los alambres de TMA convencionales incluso menores que los alambres de Ni-Ti.

I.5 BRACKETS

La reducción del tratamiento ortodóncico es un tema de mucho interés para los pacientes (30), por esta razón muchas casas comerciales se han afanado en el desarrollo y elaboración de muchos tipos de brackets que mejoran supuestamente la eficiencia del movimiento dental, fomentándose así nuevos métodos y técnicas de tratamiento.

Actualmente la mayoría de estudios se enfocan en investigar la fricción producida entre brackets y alambres, incluso se ha analizado la rugosidad superficial de muchos alambres y han concluido que el acero inoxidable tiene el mejor pulido y la superficie más lisa de todos los alambres analizados, sin embargo, hay pocos estudios en donde se tenga en consideración la rugosidad superficial del slot del bracket.

El estudio de la fricción en los brackets de ortodoncia, se ha basado principalmente en conocer su diseño, forma, tamaño y composición de la aleación o material de fabricación, por lo cual muchos estudios se han realizado enfocándose en este sentido; los investigadores y los fabricantes buscan una evidencia clínica adecuada que sirva de guía para el profesional (3, 7, 11).

Kusy y Whitley, demostraron como el tamaño y forma de los brackets y arcos afectan significativamente a la fricción. Sin embargo, no hay un diseño de bracket standard, pero sí unos que ayudan a reducir la fricción más que otros. Algunos estudios sugieren que la fuerza friccional disminuye cuando el tamaño del slot del bracket incrementa de 0.018 pulgadas a 0.022 pulgadas, esto se debe probablemente a la reducción de la deformación elástica por el incremento de la rigidez del arco y aumento de la interfase bracket-arco. Por tanto, un máximo llenado del slot del bracket conlleva a un mejor control del movimiento de los dientes a costa de una intensa deformación elástica y por lo tanto mayor fricción (88).

El gran estiramiento de la ligadura en brackets más anchos y la mayor área de contacto superficial del alambre contra brackets anchos conllevan a un aumento de la fricción. Según Frank, los brackets estrechos producen menos fricción que brackets anchos en angulaciones de segundo orden debido a la menor angulación de brackets estrechos. Otros estudios indican que si la ubicación de la aplicación de la fuerza de retracción estuviera cerca del centro de resistencia, menos inclinación del bracket ocurriría, este factor podría ser menor con brackets estrechos comparados con brackets anchos (19).

En contraposición, otros estudios indican que los brackets más anchos han sido reportados de producir menos fricción que los brackets anchos porque permite una menor angulación cuando se cambia el arco y por lo tanto hay menor deformación plástica (12, 13, 27, 89, 90).

Los brackets metálicos, han atravesado diversas modificaciones, pero en general, se puede decir que los brackets de acero inoxidable tienen menores fuerzas friccionales que los brackets cerámicos, especialmente en la configuración pasiva (65, 68). Sin embargo en la configuración activa, cuando la resistencia al deslizamiento es producto de la fricción y la deformación elástica, los brackets de acero inoxidable son menos eficientes que los brackets cerámicos (91).

Parece ser que los brackets metálicos tienen la superficie más lisa y pulida que los brackets cerámicos y los brackets cerámicos con insertos de metal en el slot. Según un estudio de microscopía electrónica de barrido, los brackets de acero inoxidable sinterizado tienen la superficie del slot más lisa que los brackets de acero colados, esto conlleva a menos resistencia friccional, dándose una reducción de la fricción del 40% al 45% (26, 31, 45).

Los brackets linguales son bastante diferentes en su configuración y aspecto clínico, últimamente se ha disminuido el tamaño de los brackets para incrementar el confort del paciente y mejorar la higiene oral, por otra parte, los brackets autoligables linguales fueron diseñados para la conveniencia de los practicantes y mejora de la resistencia friccional generada por la combinación de arcos/brackets (92). La dimensión de los brackets es uno de los parámetros esenciales, al determinar el ángulo de contacto crítico (O), valor durante la mecanoterapia de deslizamiento.

Los brackets cerámicos fueron introducidos en ortodoncia debido al incremento de las demandas estéticas y son preferidos por los pacientes adultos. En general, los **brackets cerámicos** empezaron a comercializarse a finales de los años 80 tanto en la técnica de arco de canto como en numerosas técnicas de arco recto. La mayoría de brackets cerámicos son de óxido de aluminio policristalino (APC) o de óxido de aluminio monocristalino (AMC). La diferencia más evidente entre estos dos tipos de brackets está en su claridad óptica, donde los primeros tienden a ser más translúcidos, por otra parte, ambos elementos resisten bien a las manchas y la coloración.

Es conocido que los materiales más duros desgastan a los materiales más blandos. Los valores de dureza del óxido de aluminio en los brackets cerámicos son alrededor de 9 veces más que la de los brackets metálicos o el esmalte. La fricción de los brackets cerámicos es mayor que la de los metálicos y el movimiento dentario disminuye entre un 30% y 50% debido a que la superficie y bordes de la ranura de los brackets cerámicos son más porosos y ásperos que la de los brackets metálicos, además de rayarse más los alambres de acero (93).

Los brackets cerámicos no solamente tienen un alto coeficiente de fricción y gran resistencia friccional, sino que también muestran una estructura cristalina de gran rugosidad y superficie más porosa que los brackets de acero inoxidable y pueden incluso desgastar el arco porque la cerámica es más dura que el acero inoxidable (32). Hay muchos estudios que demuestran que los brackets cerámicos producen más fricción que los brackets de acero. (22) Una gran desventaja de los brackets cerámicos es que la fricción es significativamente más grande que los brackets de acero inoxidable y otros materiales tales como plástico o brackets de plástico con slot de metal incorporado (22, 94). El microscopio electrónico de barrido demuestra que los brackets cerámicos monocristalinos tienen la superficie más lisa que los brackets policristalinos, pero la cantidad de fricción observada es similar (95). En contraste, los brackets cerámicos policristalinos moldeados por inyección fueron los que tienen la superficie más lisa, por lo tanto menos fricción que otros brackets cerámicos (90).

Para reducir los efectos indeseados de los brackets cerámicos, algunos autores sugieren el desarrollo de brackets con slot más liso para disminuir los efectos de la fatiga estática. Recientemente un bracket cerámico ha sido diseñado con un inserto de metal en el slot, pero los estudios no demuestran su eficiencia en reducir la fuerza friccional en la mecánica de deslizamiento. El microscopio electrónico muestra que la rugosidad superficial incrementa en el siguiente orden: acero inoxidable, cerámico con slot de metal y bracket cerámico tradicional respectivamente. **Fig. 10**

Umal Doshi et al (2011), investigaron la resistencia friccional de tres brackets: acero inoxidable, cerámico y cerámico con slot de oro-paladio en combinación con cuatro arcos: acero inoxidable, Ni-ti, Ti-Mb (TMA) y TMA coloreado implantado con iones donde concluye que los brackets cerámicos tienen el más alto coeficiente friccional y los brackets cerámicos con slot de oro-paladio más alambres de TMA coloreado, mostraron bajo coeficiente friccional comparable casi al acero inoxidable; lo que supone una alternativa en la mecánica de deslizamiento para el cierre de espacios, pero sobre todo donde sea importante la estética del paciente. También se observó que el

acero inoxidable tiene la menor fricción de todos los analizados y también se observó una correlación positiva entre rugosidad del slot del bracket y resistencia friccional (39).

Nishio et al (2004), también realizaron un estudio en donde compararon los efectos de la fricción en tres tipos de brackets: acero inoxidable, cerámico y cerámico con slot de metal en angulaciones de 0-10 grados, donde demostraron que la fricción aumentaba con la angulación del complejo arco-bracket y que la menor fuerza friccional se dio en los brackets de acero, seguido del bracket cerámico con slot de metal y el cerámico respectivamente (70). Los valores más grandes de fuerza friccional producidos por los brackets cerámicos tradicionales son atribuidos a algunas características de la cerámica como rigidez y dureza. La diferencia entre los valores de fuerza de fricción entre brackets de cerámica reforzado con slot de metal y bracket de acero inoxidable se debe probablemente a la falta de un ajuste perfecto y un espacio entre el slot de metal y el bracket cerámico. Aún así los brackets cerámicos con slot de metal tienen un coeficiente de fricción más bajo que los brackets cerámicos y podrían ser en el futuro una solución a los problemas de fricción sobre todo cuando los pacientes demandan estética.

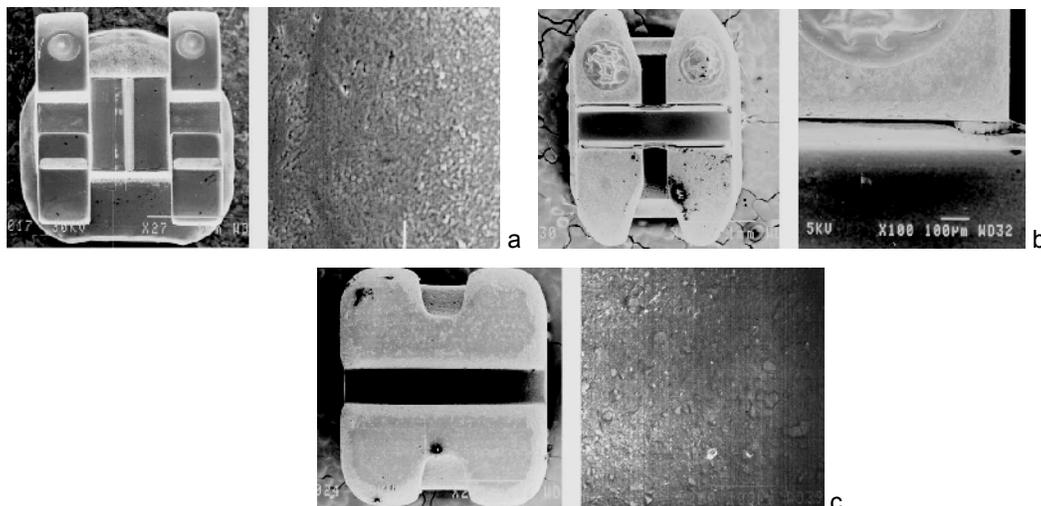


Fig. 10 Estudio Microscópico de la rugosidad del slot de los brackets metálicos (a), cerámicos con slot de metal (b) y cerámicos (c).⁷⁰

Kusy, demostró que en estados húmedos o secos, el coeficiente de fricción estática y cinética de fricción fue con frecuencia más alto con brackets de óxido de aluminio que con brackets de acero inoxidable.

Los brackets cerámicos con refuerzo de metal en el slot, parecen ser una opción prometedora para reducir las complicaciones clínicas de los brackets cerámicos. Esencialmente, este nuevo bracket tiene la intención de combinar las ventajas estéticas de los brackets cerámicos y las ventajas mecánicas - funcionales de los brackets metálicos (39).

Los **brackets de plástico** son de policarbonato, se presentaron en un intento de crear un bracket estético con menor resistencia a la fricción y mayor facilidad para desprenderlo después del tratamiento. Su resultado no ha sido satisfactorio debido a dificultades en su fabricación, tintaciones, tendencia al despegado y deformación o compresión de la ranura cuando se ligan de forma ajustada con ligadura de acero. Últimamente se han mostrado un tipo de bracket de plástico reforzado con cerámica e inserción de slot metálico pero no se ha encontrado ningún estudio que indique su éxito.

La desventaja de los brackets plásticos es que pueden ser deformados debido a fuerzas compresivas de ligación, por lo que se cree que esta sería la causa de mayor resistencia friccional encontrada con brackets plásticos en comparación a brackets de acero inoxidable.

Los brackets de Titanio en unión con los alambres de TMA generan la mayor resistencia friccional y por lo tanto no son recomendados en la mecánica de deslizamiento en ortodoncia. El incremento de la fricción podría reflejarse en la extensiva adhesión y abrasión de las interfases del titanio. Una relación inversa fue generalmente encontrada entre la fricción y la dimensión superficial de arcos de TMA (25).

Hace varios años atrás se empezaron a utilizar los **brackets de autoligado**, pero quedaron en desuso porque presentaban algunos problemas, sin embargo, en la actualidad se están empleando para reducir

considerablemente la resistencia friccional durante el movimiento dental en el tratamiento de ortodoncia. Estos brackets también son conocidos por ser más grandes y costosos en relación a los brackets convencionales, además que necesitaremos de instrumentos adicionales para su manejo adecuado (96).

Entre sus ventajas tenemos: reducción del tiempo de tratamiento por disminución de la fricción y en el tiempo de sillón, higiene dental adecuada (poca formación de placa en comparación con los módulos elásticos), disminución de la pérdida de anclaje, mayor confort para el paciente y mejor control en la traslación del diente (39, 97). La finalidad de este tipo de bracket es conseguir sujetar el alambre mediante un sistema de cierre incluido en el diseño del mismo. Este sistema transforma la ranura en un tubo. Al configurar la ranura se mejora el control del torque, se reduce la fricción y se previene que el alambre se mueva en forma inclinada en el slot evitando el ángulo de contacto crítico (93). Sin embargo, solo unos pocos estudios han investigado la efectividad de los brackets de autoligado (98) y la mayoría de ellos se centran solo en procedimientos experimentales que evalúan la fricción usando maquinas de prueba. Un estudio reportó un corto tiempo de tratamiento usando pocas citas con brackets de autoligado comparado con los brackets convencionales. Sin embargo, el proceso del tratamiento ortodóncico no ha sido bien documentado (99).

Un método para disminuir la magnitud de la resistencia al deslizamiento, implica la reducción del componente de fricción reduciendo al mínimo la fuerza normal causada por la ligación (100). Cuando se utilizan junto con un bracket convencional, los métodos de ligadura (ligaduras de acero inoxidable o poliméricas) aplican una fuerza normal al arco de alambre para sujetarlo en la ranura del bracket. Por el contrario, los brackets de auto-ligado utilizan un restrictor de deslizamiento o clip para mantener el arco en el slot.

Los brackets de autoligado caen en una de las dos categorías de diseño, basándose principalmente en el tipo de cierre del slot y son: activos o pasivos. Los brackets activos aplican una fuerza a través de un resorte al arco, pero solo cuando el arco es mayor que la luz de la ranura (In-Ovation®,

SPEED® y TIME®), mientras que los de ligado pasivo solo mantienen el arco de alambre en la ranura (Activa®, Damon®, y Twinlock®). De acuerdo con Berger, Damon, Harradine y Birnie, una reducción del tiempo de tratamiento con el uso de brackets de auto-ligado es atribuible a una disminución o ausencia de una fuerza de ligación, que a su vez reduce la fricción (41, 99).

En general, el típico bracket activo cuenta con un resistente resorte clip que queda cerrado y ajustado dentro del slot, reduciendo su profundidad vestibulo lingual. Debido a que este clip puede almacenar energía cuando es activado por una mal alineación lingual, diente rotado o un alambre rectangular trenzado, éste tiene el potencial de generar fuerza lingual en el arco y ayudar a llevar el diente a su correcta posición. Los críticos del diseño de clip dicen que este componente activo de la ligadura aumenta innecesariamente la resistencia a la fricción (39). Algunos investigadores han encontrado que cualquier ventaja de disminución de la fricción con los brackets de autoligado activos se ve reducida cuando se colocan arcos rectangulares (40, 54, 89, 101). También se sugirió que el diseño asimétrico del clip cantiléver distribuye una fuerza diagonal dirigida al arco, en efecto, reduciendo el torque y por tanto, causando errores en la expresión del torque (99).

Los mecanismos de ligación pasiva no comprometen la profundidad de la ranura. Un diseño pasivo utiliza una puerta que se desliza a través del slot, transformando efectivamente el bracket en un tubo. Con la ausencia de fuerza de dirección lingual contra él, algunos críticos sostienen que la incapacidad de control del torque podría ser un problema con alambres menores a las tallas completas (full-sized) rectangulares.

En la terapia de ortodoncia activa, cuando un alambre rectangular no llena completamente, algunas rotaciones de tercer orden están permitidas. Chin-Liang (2007), demostró que cuando la mecánica de deslizamiento es utilizada para el cierre de espacios en una buena alineación dentaria, los brackets de ligación pasiva con una luz más grande (espacio libre) del slot dan menor resistencia a la fricción que con brackets con una luz del slot más pequeña (43, 60).

A pesar que la fuerza normal causada por la ligadura pueda ser menor o ausente en los brackets de auto-ligado, la fuerza causada por el contacto con los bordes de la ranura del soporte durante la angulación de segundo orden, todavía pueden influir sobre el ángulo de contacto crítico para BI (θ_c). Loftus et al, señalaron que cuando a un bracket de autoligado se le permitió angularse hasta que los bordes de la ranura entren en contacto con el arco antes de la prueba de fricción, no se observaron diferencias significativas entre la resistencia al deslizamiento medida en los brackets de acero de auto-ligado y convencionales de acero inoxidable (77). Del mismo modo, Pizzoni et al observaron que a pesar que la resistencia al deslizamiento fue baja para el ángulo θ en valores de 0° y 3° , la magnitud de resistencia al deslizamiento aumenta proporcionalmente con el aumento de θ para θ desde los valores de 6° , 9° y 12° (102). Ambos estudios sugirieron que la resistencia al deslizamiento se incrementó debido a un agregado de componentes de BI donde el bracket es colocado en un ángulo de contacto crítico o mayor. Sin embargo, el comportamiento exacto del bracket de autoligado en el régimen de BI requiere más aclaración.

Según Thorstenson et al (2001), en la configuración pasiva no existe resistencia al deslizamiento en brackets de autoligado, en la configuración activa el componente binding (BI) de la resistencia al deslizamiento incrementa una cantidad similar por grado para los brackets convencionales de acero inoxidable y brackets de autoligado de acero inoxidable. En general, la resistencia al deslizamiento en cualquier ángulo es menor para los brackets de autoligado que para los brackets convencionales debido a la magnitud más baja de fricción. El mayor ángulo de contacto crítico de la unión (BI) de los brackets de auto-ligado, reduce aún más la resistencia al deslizamiento en cualquier ángulo por encima del ángulo de contacto crítico que para los brackets convencionales (41, 64, 69).

En conclusión, en la configuración pasiva, la resistencia al deslizamiento fue menor en cuplas con alambres de acero inoxidable que en alambres de Titanio, por otra parte, la resistencia al deslizamiento fue menor en cuplas de alambre de acero inoxidable que en cerámicos (aluminio policristalino PCA o

monocristalino MC). En la configuración activa, la resistencia al deslizamiento fue menor en cuplas con alambres de Ti que con alambres de acero inoxidable y la resistencia al deslizamiento fue menor en cuplas con bracket cerámicos que con brackets de acero inoxidable. Pero la cupla más eficiente fue Ni-Ti con MC. Con relación a la resistencia al deslizamiento, *“la aleación del arco fue más importante que el material del bracket”*.

En caso de que el espacio asociado dentro del slot sea cero, se crean fuerzas ocluso-gingivales a través del contacto directo del alambre con el slot. Moore et al, midieron la fricción en dos brackets diferentes con torque y tip facio-lingual determinado, donde reportaron un incremento significativo cuando el torque fue impuesto (12). Sims et al, también midieron la fricción producida con el deslizamiento de alambres a través de slots de brackets colocados con valores de entrada específicos de torque y reportaron que: “cuando el torque está presente, un bracket de autoligado presentará consistentemente menos resistencia al deslizamiento” que brackets ligados convencionalmente (89).

En ángulos de torque pequeño, la fricción tiende a ser menor con brackets de autoligado pasivo que con de autoligado activo. Un incremento sustancial de la resistencia friccional ocurre cuando el torque en el slot del bracket supera el ángulo libre de tercer orden de la combinación bracket-arco. (39)

I.6 MEDIO ORAL

En la mayoría de entornos (secos o húmedos), se cree que el acero inoxidable resiste a la corrosión. Este supuesto incluye el potencialmente hostil medio oral con su mezcla química agresiva de proteínas, enzimas, ácidos y los microbios.

La influencia de los aparatos de ortodoncia sobre la hipersensibilidad y liberación de iones de Níquel y otros iones desde los aparatos de ortodoncia han sido ampliamente investigados (17).

I.6.1 SALIVA

La saliva provee una lubricación hidrodinámica entre brackets y arcos, además también reacciona químicamente con las superficies friccionales. Cuando la saliva está presente las fuerzas friccionales y los coeficientes de fricción podrían incrementar, disminuir o no cambiar, esto depende de las características físicas y químicas de los materiales analizados (21).

Tselepis encontró que la lubricación redujo significativamente la resistencia friccional (60.5% y 46.0%) para ambas 0° y 10° angulaciones respectivamente entre brackets y arcos (23). Khatib (2005), concluye que en presencia de saliva humana o artificial, hay diferencias estadísticamente significativas en la fricción que fueron notadas entre diferentes test en medios secos y húmedos (103). Algunas investigaciones relatan los efectos de la saliva sobre la fricción y es conocida como **“Teoría de la fricción por adhesión”**. Se sabe que un incremento de la fricción en presencia de líquidos polares, genera un incrementó atómico de atracción entre especies iónicas, esto conlleva a la adhesión entre superficies ásperas de las interferencias arco-bracket, con lo cual podría empeorar la resistencia al deslizamiento. Tal comportamiento fue observado en los alambres de acero inoxidable y níquel titanio. Otros autores informan que los efectos de la saliva sobre la fricción principalmente dependen de las condiciones de carga (2, 58, 69).

Wichelhaus et al, demostraron que todos los alambres incrementan su fricción cuando son expuestos en el medio oral (104). En presencia de saliva humana o saliva artificial, se encontraron diferencias significativas en la fricción entre los test de condiciones húmedas y secas. Esto ha sido sugerido porque clínicamente, estas fuerzas pueden ser sobreestimadas por la resistencia

friccional y son menores que aquellas que son medidas en un medio estático en los experimentos de laboratorio (34). Un incremento de la fricción en presencia de líquidos polares tales como la saliva genera un incremento de la atracción atómica entre especies iónicas. Esto conlleva a la adhesión entre superficies ásperas de la interfase bracket-arco, lo cual puede empeorar la resistencia al deslizamiento (48). Por otra parte todos los brackets-arcos de acero tienen el más bajo coeficiente de fricción en medios secos y húmedos (47).

A bajas fuerzas la saliva actúa como un lubricante, mientras que a elevadas fuerzas, la fricción puede incrementar porque la saliva es expulsada del contacto entre bracket y arco, dando como consecuencia el contacto metal con metal, por lo que la resistencia cortante de deslizamiento aumenta (66). La mayor diferencia en condiciones húmedas y secas ocurrió con los arcos de Beta-Titanio, en el cual los valores obtenidos del coeficiente de fricción cinética en estado mojado fueron reducidos al 50% de los encontrados en medios secos (45). Whitley afirma que la saliva es mejor adhesivo para alambres de acero inoxidable que para arcos con base de titanio. (48, 66).

I.7 CONSIDERACIONES CLÍNICAS DE LA FRICCIÓN

Los clínicos necesitamos entender la influencia de la resistencia friccional entre brackets y arcos para diseñar e implementar biomecánicas para el óptimo movimiento dental y respuesta tisular biológica. Es esencial el control de la resistencia al deslizamiento para proporcionar resultados más eficientes y predecibles y asimismo para incrementar la calidad del tratamiento (49, 105).

La etapa inicial del tratamiento implica considerables deflexiones del arco, esto explica que la cantidad de fricción no sea constante. La deformación elástica es intermitentemente liberada como resultado de la movilidad dental, la

flexibilidad de los arcos y el rendimiento de las ligaduras (106). Durante el progreso del tratamiento, la cantidad de unión relativa entre arcos y brackets cambia, incluso durante los estadios iniciales del tratamiento que implica una considerable deflexión del arco, se supone que *“la cantidad de fricción no es constante, ya que la unión intermitente, se pierde como resultado de la movilidad dental”*, la flexibilidad de los arcos y la flexibilidad de las ligaduras (18).

En la terapia de ortodoncia fija, la extracción dentaria es un procedimiento quirúrgico que está indicado cuando la discrepancia óseo - dentaria es grande, estas exodoncias brindan el espacio necesario, que ayuda a corregir apiñamientos dentarios marcados y conseguir buena interdigitación oclusal. Después de la alineación y nivelación, es necesario cerrar dichos espacios de extracción y para ello existen dos métodos generales:

El primero llamado **“Mecánica de traslación”**, consiste en usar “loops de cierre” en un arco continuo o segmentado, donde el alambre es encajado en el bracket y luego un resorte (hecho en el mismo alambre) es activado con fuerza hacia donde se quiera cerrar los espacios de extracción. Como sabemos, la propiedad de *springback* de los alambres hace que los distintos tipos de loops o resortes *vuelvan a su forma inicial* y cierren los espacios dentarios. Sin embargo, se ha encontrado que las fuerzas intensas para el cierre de estos espacios provocan cambios indeseables en la inclinación, el torque y la rotación y un efecto conocido como *“montaña rusa”*. Por lo tanto, la utilización de fuerzas intensas obliga a un control adicional de la inclinación, el torque y la rotación (54, 107).

La segunda técnica llamada **“Mecánica de deslizamiento o arco recto”**, es un método común de traslación de un diente o grupo de dientes con el fin de reducir el over jet o para el cierre de espacios de extracción y diastemas, lo cual se consigue gracias a la aplicación de fuerzas ligeras y continuas a través de adimentos ortodóncicos (cadenetas, muelles, otros), donde el arco se desliza a través del slot de los brackets y tubos de los dientes

posteriores. Sin embargo, cuando el deslizamiento ocurre, se dan una serie de fuerzas friccionales que vuelven lento el movimiento dentario (54, 108).

Ambas técnicas tienen sus ventajas y desventajas, pero quizás, los efectos de la fricción son más evidentes cuando utilizamos mecánica de deslizamiento. Si pudiéramos controlar el fenómeno que causa la resistencia al deslizamiento, mejoraríamos el desempeño de los aparatos fijos de ortodoncia y conseguiríamos una mecánica de deslizamiento más eficiente.

Dentro de la ***mecánica de deslizamiento***, existen dos sub-métodos para cerrar el espacio de extracción cuando se necesita anclaje máximo: el primero, es la retracción en dos pasos: que consiste en la retracción de caninos seguido de la retracción de los incisivos. El segundo método, consiste en la retracción en masa de los seis dientes anteriores (25, 109). Con cualquiera de estos métodos, la fricción disipa las fuerzas aplicadas y disminuye la velocidad del movimiento dental. Es difícil saber con exactitud si la magnitud de la fuerza aplicada es suficiente para permitir el movimiento dental, pero lo que sí se sabe es que la aplicación de altas magnitudes de fuerza, en un intento de superar la fricción, podría iniciar el movimiento de los dientes de anclaje, perdiéndose de esta manera el espacio necesario para posicionar bien los dientes, lo cual resulta perjudicial sobre todo para tratamientos de clase II y en grandes discrepancias óseo-dentarias (25). Por tanto, la mayor desventaja de la mecánica de deslizamiento es la fricción generada entre el bracket y el arco durante el movimiento dentario.

Idealmente el cierre de espacios se da como resultado de la traslación de los dientes con poca o ninguna angulación (del eje central del diente), es decir, que las fuerzas pasen por el centro de resistencia del diente. Sin embargo, las fuerzas de cierre (resortes o cadenetas) son usualmente oclusales y bucales al centro de resistencia del diente, lo cual produce un *momento* (fuerza que produce rotación), que da como resultado una angulación y rotación del diente en dirección hacia donde se está posicionando el diente, produciéndose así, una angulación de segundo orden que contribuye a la fricción como anteriormente se ha comentado.

Los clínicos frecuentemente colocan loops de cierre en arcos continuos, más que en arcos segmentados para minimizar el *momento* indeseado. Dentro de esta técnica el espacio es cerrado con angulación más que con traslación, por lo que, se necesita posteriormente un tiempo adicional para verticalizar las raíces de los dientes. La ventaja de estos loops de cierre es que la fricción entre el arco, el bracket y la ligadura es eliminada, minimizando los efectos de la fricción sobre el movimiento dentario. Sin embargo, la colocación de loops toma mucho tiempo, la activación exacta no es fácil y los pacientes podrían experimentar irritación de tejidos blandos, reabsorción radicular, retracción gingival y dificultad en su higiene dental. En vista de esto, la mecánica de deslizamiento aunque sensible a la resistencia al deslizamiento muchas veces es preferida.

En la mecánica de deslizamiento, una vez aplicada la fuerza, los arcos continuos que soportan los dientes, forman un ángulo en contacto con los bordes opuestos del slot del bracket (configuración activa o pasiva), lo que origina un *momento controlado* dependiendo de la configuración activa o pasiva, lo que producirá un movimiento de *traslación neto controlado*, es decir que lleve las raíces de los dientes en la misma dirección que se mueve la corona, requiriéndose posteriormente menos tiempo para verticalización de las raíces. Como indican algunos estudios, el tamaño y la rigidez de los arcos podrían no tener efectos sobre el cierre de espacios, pero lo que sí se sabe es que los calibres más grandes de alambres dan un mejor control de la angulación (configuración pasiva), pero también producen mayor fricción (25).

La fricción es un factor íntimamente relacionado a la mecánica de deslizamiento y está presente durante la alineación y nivelación dentaria, retracción de los dientes hacia el espacio de extracción y activación del torque, donde los arcos deben deslizarse a través del slot de los brackets y tubos (22). Sabemos que en la mecánica de deslizamiento, la respuesta biológica adecuada de los tejidos y el movimiento dental ocurre solamente cuando la fuerza aplicada supera la fricción de la interfase bracket-arco. En diversas situaciones clínicas, el movimiento dental se inicia en el alveolo dentario, donde la fuerza aplicada supera las fuerzas de resistencia de la estructura periodontal

de apoyo y de los componentes de resistencia al deslizamiento (9). Sin embargo, los altos niveles de fuerza friccional pueden ocasionar el desbondeado de los brackets, asociado con poco o ningún movimiento dental (4, 22, 49).

Los clínicos recomiendan que durante el cierre de espacios con mecánica de deslizamiento primero exista una buena nivelación y alineamiento inicial, ya que los arcos deben deslizarse a través de los brackets y tubos de forma pasiva o en *configuración pasiva* (32), esto da a entender que deben existir pocas interferencias que causen fricción durante el deslizamiento dentario, esto se consigue gracias al empleo de alambres altamente pulidos y de calibres intermedios (0.019x0.025") como el acero inoxidable y el uso de brackets de baja fricción (Sinergy®) o los de autoligado pasivo.

Bourauel et al, indican que en varias técnicas de aparatología fija, los dientes son movidos a lo largo de un arco guía en dirección mesial o distal, lo cual ocasionan angulaciones o rotaciones no deseadas de los dientes y también suponen la pérdida de más del 50% de la fuerza aplicada debido a la fricción (48, 106). Por tanto, muchas veces se necesita aplicar 50-60% más de fuerza o la mitad del total de la fuerza aplicada al bracket para superar la resistencia al deslizamiento del sistema, sino el movimiento dentario deseado es reducido o incluso inhibido (31). Esto es especialmente crítico al utilizar alambres de mayor calibre y que llenen por completo el slot del bracket, donde grandes niveles de fuerza de elásticos inter e intra maxilares o de resortes serán necesarios para completar el movimiento dentario.

Los ortodoncistas necesitamos contar con un análisis cuantitativo de las fuerzas de fricción encontradas, para alcanzar los niveles de fuerza precisos para superar la fricción y obtener una respuesta biológica óptima. Según Kusy, la parte de la fuerza aplicada y que es perdida a causa de la resistencia al deslizamiento puede variar entre un 12% a 60%, (42, 46, 110) tal variabilidad demuestra la baja reproducibilidad de muchos aparatos fijos.

Cuando las fuerzas friccionales son altas, la eficacia del sistema de movimiento dentario se ve afectada, el tiempo de tratamiento puede ser prorrogado o los resultados comprometidos con poco o ningún movimiento de los dientes y/o pérdida de anclaje (35, 111). Además, la cantidad de resistencia a la fricción tendrá un impacto sobre la relación momento- fuerza de los dientes y en consecuencia sus centros de rotación (11). Por lo tanto, la naturaleza del movimiento dental, ya sea paralelo o angulado (configuración activa o pasiva), es el resultado del radio entre dos factores, el radio momento-fuerza (23, 44).

También hay que tener en cuenta que la *fricción efectiva* entre brackets y arcos se reduce considerablemente por la alteración que sufre el alambre gracias a las fuerzas masticatorias y otras funciones orales. Estudios demuestran que pequeñas fuerzas dentro del rango ejecutado en la boca, son suficientes para producir la disminución de la fricción efectiva. Esto sugiere que habrá menos fricción entre arcos y brackets en la boca que en los análisis de deslizamiento de laboratorio, deduciéndose que *la fricción in vivo no es tan significativa* como muestran los estudios convencionales in vitro (12).

Braun et al (1999), estudiaron la resistencia al deslizamiento utilizando diferentes tamaños de alambres, diferentes métodos de ligación y diferentes angulaciones (binding) y concluyeron que la resistencia friccional fue efectivamente reducida a cero cada vez que un *movimiento relativo* ocurría en la interface bracket-arco. Es por ello, que factores tales como: el grado de inclinación dental, el espacio libre relativo bracket-arco y el método de ligación no tuvieron efectos medibles sobre la resistencia al deslizamiento en la dinámica simulada de la cavidad oral (112).

Muchos estudios también se han enfocado en analizar el deslizamiento del canino, ya que es uno de los dientes más difíciles de mover con aparatología ortodóncica, los resultados demuestran que la *fuerza de retracción neta* (fuerza efectiva para mover un diente) y la velocidad del movimiento del canino disminuyen cuando la fricción se incrementa (ya sea por el uso de módulos elásticos u otros aditamentos que producen fricción). A medida que disminuye la fricción, la fuerza neta que actúa sobre el canino y la velocidad de

movimiento del canino aumentan, sin embargo, existe un momento donde la inclinación y el *ángulo de rotación axial del canino* aumentan y se genera un momento de fuerza, ocasionando que el movimiento del canino se vea impedido. La cantidad de inclinación estará relacionado a la elasticidad del ligamento periodontal y a la cantidad de deformación elástica del alambre que depende de ambas: rigidez o flexibilidad del arco y a la cantidad de fuerza neta que actúa sobre él (113). Por lo tanto, “*el movimiento rápido de un diente es imposible solo con la reducción de la fricción*” (30). Algunas casas comerciales han desarrollado unos brackets con efecto antirotación en los caninos para evitar esta rotación axial que podría atrasar mucho el tratamiento ortodóncico además de causar movimientos ortodóncicos indeseados.

Desde el punto de vista físico, el patrón de movimiento del canino depende de la relación IE / P , donde P es la fuerza neta que actúa sobre el canino, E es el módulo de Young, I es el momento de inercia del arco. Para hacer un movimiento adecuado del canino, existe una combinación adecuada de E, I, y P. Esto quiere decir que la fricción juega un papel importante en el desempeño de los aparatos de ortodoncia, pero no es el único.

La fricción estática es considerada de mayor importancia en aplicaciones ortodóncicas porque es necesario superarla para iniciar el movimiento de los dientes una y otra vez. En una combinación adecuada entre arco-bracket, aproximadamente 40-60 gramos de fuerza debe incluirse en la fuerza aplicada a los dientes para iniciar el movimiento. Es necesario aumentar esta cantidad de fuerza para que la fuerza neta supere la resistencia friccional estática y la resistencia del entorno biológico, minimizando la fricción que podría reducir los niveles de fuerza clínicamente aceptables para el movimiento dentario.

Sin embargo, un excesivo incremento de la fuerza neta para superar la resistencia friccional podría producir pérdida del anclaje (22), también podrían dominar el arco y dar como resultado una distorsión y deformación plástica indeseada del alambre, dando lugar a efectos secundarios no deseados sobre

el diente (17). Por lo tanto, la fuerza neta debe ser lo suficientemente necesaria para iniciar el movimiento dental pero que no cause la pérdida de anclaje en la mecánica de deslizamiento, de manera que el movimiento dentario se genere a partir de *fuerzas óptimas ligeras y constantes*.

La secuencia de arcos elegidos también podría tener un gran efecto sobre la cantidad de fricción generada entre brackets y arcos. Los resultados de diversos estudios también respaldan la opinión de que los arcos de trabajo de acero se deberían dejar por un tiempo antes de que la tracción elástica sea aplicada, a fin de que el tip sea reducido o eliminado y los torques activados, consiguiéndose de esta manera que se ajuste la posición de los brackets sobre el arco (30, 89). Como vemos, la resistencia al deslizamiento de la cupla arco-bracket podría ser una ventaja o desventaja del control ortodóncico deseado, dependiendo de la etapa de tratamiento.

Los efectos adversos del exceso de fuerzas aplicadas en la aparatología ortodóncica para vencer la fricción son: pérdida de anclaje (22), angulaciones del diente, deformación del arco, rotaciones, lesión periodontal, reabsorción de la raíz (21). Por todo esto, el manejo de la fricción es un tema importante en ortodoncia y aunque actualmente ha habido pocos intentos de medir las fuerzas clínicamente implicadas, muchos son los estudios in vitro para disminuir la fricción.

I.8 TRIBOLOGÍA

La tribología (tribo = frotar) es parte de la física que estudia el rozamiento y la fricción entre dos cuerpos sólidos y tiene como objetivo mejorar el deslizamiento y minimizar el desgaste (3, 42, 45, 114). Otros lo consideran como la ciencia que estudia cómo interactúan dos o más superficies en contacto y en movimiento relativo (115).

I.8.1 Mecanismos de fricción en deslizamiento

Bowden y Tabor (1950), propusieron que en los puntos de contacto de dos superficies se producen altas presiones que causan soldaduras locales que se van fracturando debido al movimiento relativo de ambas superficies. Este mecanismo se conoce con el nombre de **Adhesión**. **Fig. 11** Dicha rotura ocurre en las regiones más débiles de la interfase de unión. Esta adhesión es de la misma naturaleza e intensidad que las fuerzas que existen entre moléculas del material en volumen.

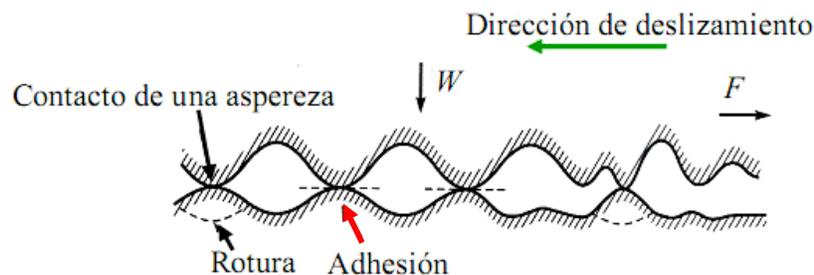


Fig.11 Adhesión durante del deslizamiento de dos superficies en contacto (stip-slick).¹¹⁴

Debido a este mecanismo, se generan fragmentos desprendidos de los materiales en contacto llamados “**debris**”. Esto contribuye a aumentar la fricción entre las superficies y en los materiales que este proceso es dominante se conoce como **fricción por impurezas abrasivas**. Bajo este mecanismo, la fuerza de fricción depende de la resistencia al corte de los materiales en contacto.

Otro mecanismo que ocurre durante este proceso es el de fricción en deslizamiento por **Deformación**. **Fig.12** Este proceso ocurre en aquellos materiales dúctiles los cuales tienden a ser deformados plásticamente por los duros. Esta deformación puede acabar causando rotura o fragmentación. Aumentando de esta manera la fricción entre materiales y su desgaste debido a la posible fragmentación y creación de debris.

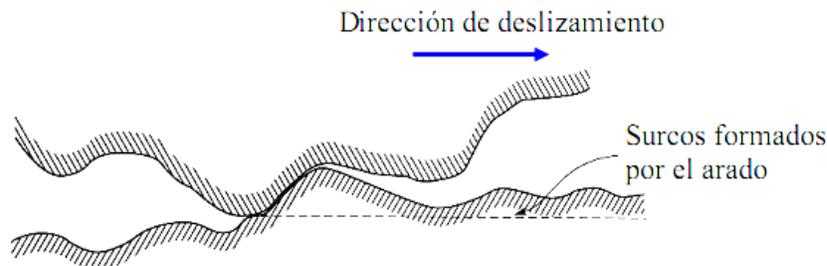


Fig.12 Deformación durante el deslizamiento de dos superficies en contacto.¹¹⁴

I.8.2 Desgaste

Es el proceso de remoción de material debido al movimiento relativo de una superficie respecto a otra en contacto. En este proceso el “debris” puede ser removido y expulsado fuera de la región de contacto. También puede ser transferido a la otra superficie y quedarse adherido a ella o romperse y generar debris que puede quedar atrapado entre el contacto. La evolución de la fricción está vinculada al desgaste, aunque su relación no está bien entendida.

Existen tres tipos de Desgaste principales:

2.1 Desgaste adhesivo, es cuando en el área de contacto real ocurre adhesión entre las asperezas (cuplas arco-bracket metálicos), lo cual con el movimiento ocasiona fracturas de las partes adheridas formando fragmentos adheridos y/o transferidos a la otra superficie o simplemente se desprende formando partículas de debris.

2.2 Desgaste abrasivo, es cuando las asperezas de una superficie dura (arco de ortodoncia) se desliza sobre otra una superficie más blanda (bracket de plástico o cerámico) produciendo desgaste con deformación plástica y fractura.

Fig. 13

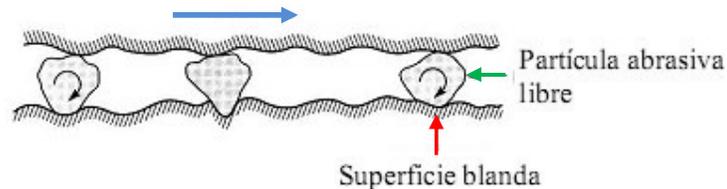


Fig.13 Movimiento de partículas abrasivas.¹¹⁴

2.3 Desgaste por fatiga, los repetidos ciclos de carga y descarga a los cuales los materiales son expuestos pueden inducir a formación de grietas superficiales y sub-superficiales, que eventualmente después de un número crítico de ciclos llevarán a la rotura de la superficie con la formación de grandes fragmentos, dejando grandes hoyos en la superficie. **Fig. 14**

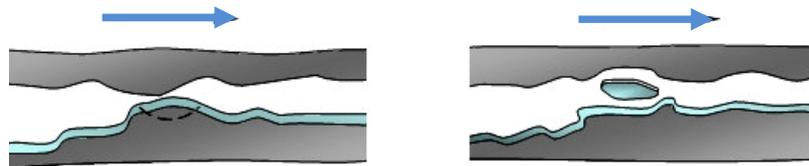


Fig.14 Desgaste por fatiga.¹¹⁴

Estos tres tipos de desgastes asociados a la corrosión de los arcos, a la formación de placa bacteriana y a otros factores antes estudiados dan como resultado una mecánica de tratamiento poco eficiente en ortodoncia.

En ortodoncia es primordial conocer el comportamiento tribológico de los diferentes materiales empleados en la corrección de mal-oclusiones. La amplia gama de materiales, el intrincado proceso de llevar a cabo el tratamiento del paciente y las innumerables variables que intervienen en un caso en particular

hacen más difícil el control de la fricción, por eso debemos de diseñar un sistema biomecánico eficiente para el movimiento dental, es decir una combinación de dupla arco-bracket que movilice más rápidamente los dientes durante el tratamiento ortodóncico (17).

Para minimizar la fricción en ortodoncia, se han diseñado algunas técnicas, una de las alternativas propuestas para disminuir la resistencia friccional, es la modificación de las superficies en contacto de los materiales (116). Se han descrito previamente dos metodologías que incluyen la sustracción de material desde la superficie o la adición de otros materiales sobre la superficie. Entre los métodos aditivos se pueden mencionar la implantación de iones a partir de la carburización o la nitruración (53, 116-120) y los revestimientos con capas metálicas, cerámicas o poliméricas a partir de métodos químicos o físicos (121, 122).

Entre los métodos de recubrimiento inorgánico no metálicos, tenemos el método de Sol-Gel, que tiene como ventajas: la baja temperatura para su aplicación y la efectiva adhesión al sustrato (123). Previamente se han reportado otras funcionalidades de los recubrimientos vítreos por Sol-Gel como son: el servir de barrera contra la humedad, aumentar la resistencia a la fractura, a la corrosión y al desgaste; además puede servir como aislante térmico y eléctrico.

I.8.3 Implantación iónica

De todos los estudios para disminuir la fricción, el proceso de implantación de iones es utilizado a menudo en el campo de la ingeniería mecánica y su aplicación en arcos ortodóncicos (120). La implantación iónica es un proceso por el cual varios elementos o compuestos son ionizados y luego acelerados hacia un punto, en este caso el arco ortodóncico (53). La implantación de iones ocurre en un compartimiento al vacío, donde un flujo de vapor de iones es generado con un evaporador de haz electrónico y depositado

en el sustrato. Los iones penetran la superficie del arco, construyendo sobre su superficie y la sub-superficie inmediata una estructura que consiste en el alambre original y una capa de compuestos de iones (Ti-N y Ti-O).

La implantación de iones trae como consecuencia el incremento de estrés- fatiga (rigidez del material), como sabemos, el coeficiente de fricción es inversamente proporcional a la rigidez, por tanto, con el incremento de la rigidez disminuye la fricción.

Estudios de laboratorio indican que los arcos de TMA® tienen el más alto coeficiente de fricción en comparación con otros alambres comúnmente utilizados en el tratamiento ortodóncico. Sin embargo, la *implantación de iones en la superficie de arcos TMA podría reducir los coeficientes de fricción estática y cinética* significativamente y presumiblemente facilitar el deslizamiento (76).

Burstone y Farzin-Nia, han demostrado que esta técnica trae la posibilidad de incrementar la dureza del arco, reducir la flexibilidad y mejorar el acabado superficial cuando los iones penetran en la superficie (39, 61).

Por otra parte, sabemos que tanto los alambres de Ni-Ti como los de beta titanio presentan el problema de la microsoldadura o soldadura en frío durante la mecánica de deslizamiento debido a la reactividad superficial del titanio. Para minimizar estas “**microsoldaduras**” algunas casas comerciales han lanzado al mercado arcos de TMA (ORMCO) y Ni-Ti-A (Longuard Bioforce® de GAC) pseudoelásticos recubiertos de iones de nitrógeno y carbono con el fin de disminuir dicha reactividad superficial y disminuir la fricción (114, 115).

El cubrir o refinar la superficie de los alambres tiene influencia sobre el comportamiento friccional, ya que comparados con los arcos convencionales, el refinado crea una superficie modificada que puede influir no solamente en la fricción, sino también en la estética, en las propiedades corrosivas y en la durabilidad mecánica de los arcos, por lo que hay que tener en cuenta las ventajas y desventajas de esta técnica.

Existen varias formas de modificar las superficies de los alambres, ya sea con implantación de recubrimiento de carbón, deposición de plasma y otros.

Kusy¹²⁰ et al (1992), evaluó la resistencia a la fricción de alambres de acero y beta-titanio recubiertos o no con **alúmina cristalina**, encontrando que los alambres recubiertos tenían menor resistencia a la fricción que los alambres de acero y beta-titanio sin recubrir (120).

Burstone⁵³ et al (1995), analizaron arcos de TMA® con **implantación de iones**, en donde demostraron significativamente el más bajo valor de fricción de los arcos TMA® coloreados tratados con implantación iónica en comparación con los no tratados y con los arcos de acero; donde el arco TMA® “Honeydew” tratado con implantación iónica mostró un coeficiente de fricción más bajo que los arcos de acero de las mismas dimensiones (48, 53).

Ryan¹²⁴ et al (1997), en un estudio comparó varios arcos tratados con implantación de iones con otros que no estaban tratados y comprobó que los arcos tratados con iones producían el más rápido movimiento dentario, por lo que se sugirió posteriormente que los brackets de dientes anteriores podrían tener implantación de iones para mejorar el deslizamiento dental y los bracket de dientes posteriores sin implantación de iones para mejorar el anclaje. (18, 21, 24, 124).

Gil⁴³ et al (1998), estudiaron el comportamiento de la fricción de arcos de Ni-Ti con **difusión nitrógeno caliente**, donde se pudo apreciar que los arcos de Ni-Ti superelásticos tienen un incremento gradual de la dureza superficial de las aleaciones debido al crecimiento del film de nitrato de titanio en toda la superficie y por lo tanto disminuye la fricción. También se producían algunos cambios críticos en la temperatura de transformación pero estos cambios no eran tan importantes para la práctica clínica (43).

Kula⁷⁶ et al (1998), realiza un ensayo clínico para determinar si la implantación de **iones de nitrógeno** en arcos de Beta-Titanio podría mejorar la tasa de cierre de espacios en la mecánica de deslizamiento, para ello utiliza y compara

arcos TMA® tratados y no tratados con iones, ambos sobre brackets de acero inoxidable, encontrándose que los arcos tratados con iones no mejoraba significativamente el cierre de espacios ya que la tasa de cierre de espacios en este estudio fue similar a la tasa reportada con arcos de acero (76).

Boccio¹²⁵ et al (1999), explican que el método de **nitruración gaseosa** utilizado en arcos de níquel titanio, aumenta los valores de nanodureza de la capa superficial; observándose coeficientes de fricción más bajos en las capas más exteriores a medida que aumenta la severidad del tratamiento. **Fig.28** Sin embargo hay estudios que indican como la nitruración afecta las propiedades de superelasticidad de Ni-Ti y la liberación de iones al medio bucal (125).

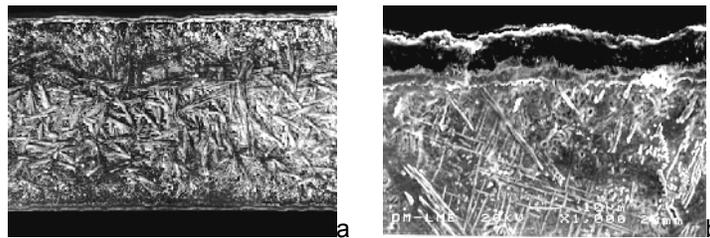


Fig.28 Cambio de la estructura superficial de alambres de Ni-Ti con nitruración gaseosa

Zufall¹²² et al (2000), propuso una mecánica de deslizamiento in vitro para evaluar el comportamiento del **recubrimiento Poly** (chloro-p-xylylene) sobre alambres resinosos ortodóncicos al combinarlos con brackets de acero inoxidable y cerámicos con slot 0.22 con y sin angulación encontrando que el coeficiente de fricción se comporta igual que un alambre y bracket convencional de acero y que el recubrimiento Poly penetra y refuerza las fibras de vidrio dentro del alambre, logrando que permanezca sin daños (122).

Clocheret²⁰ et al (2004), en su estudio en donde investiga los coeficientes de fricción de varias combinaciones de brackets y alambres, llega a la conclusión que los alambres que tienen menos fricción son los alambres cubiertos con **epoxi** en combinación con brackets de acero inoxidable (20). En este caso el contacto entre arco-bracket no es metal-metal caracterizado por un gran riesgo de desgaste adhesivo, sino un contacto metal-plástico donde el plástico podría proveer algún tipo de lubricación.

Redlich⁵¹ et al (2008), redujo la fricción recubriendo alambres de acero inoxidable con nano **partículas inorgánicas de Tungsteno**. Para ello comparó alambres de acero sin recubrir y alambres de acero recubiertos, encontrando que las fuerzas friccionales se redujeron en un 54%, concluyendo que alambres recubiertos con Tungsteno reducen la fuerza de resistencia friccional en la mecánica de deslizamiento durante el movimiento ortodóncico (65, 71).

Todos estos estudios demuestran que la superficie tratada de los alambres puede reducir la fricción entre un 45% y un 55%. Sin embargo, los resultados aún no son del todo claros y faltan más estudios in vivo para determinar si la calidad del tratamiento con iones es confiable.

Otras ventajas que suponen los alambres recubiertos, es su utilidad en pacientes alérgicos al níquel ya que al comparar alambres de acero y Ni-Ti con y sin epóxica, se encontró una disminución en la corrosión de los alambres recubiertos y por lo tanto generaban menos fricción y confort para el paciente alérgico. El recubrimiento también se está utilizando para crear propiedades antibacterianas y antiadherentes como el que se utiliza en los alambres de acero recubiertos con óxido de titanio fotocatalítico por medio del método del sol-gel, encontrándose que el recubrimiento rompe la pared bacteriana y evita el desarrollo de placa durante el tratamiento. También consideran beneficiosa la implantación de otros elementos (iones) dentro de arcos y brackets; como por ejemplo, la implantación de flúor dentro de los arcos ortodóncicos.

Otros estudios confirman que las propiedades friccionales de los arcos podrían mejorar si el tratamiento de la superficie es aplicado con: teflón, polietileno o implantación de iones, claro que, los mejores resultados fueron encontrados para los arcos cubiertos con teflón (42).

Neumann¹²⁶ et al (2000), evaluó en un estudio in vitro la corrosión de ocho alambres recubiertos (cinco Ni-Ti, dos TMA y un acero inoxidable). Las superficies fueron modificadas por tres métodos con teflón, polietileno e implantación iónica, encontrando que el teflón previene la corrosión (126).

Los alambres incrementan su coeficiente de fricción cuando son expuestos al medio oral, por lo tanto, el uso de estos arcos implantados con iones tiene beneficios cuestionables durante su uso clínico ya que podrían modificar la resistencia a la corrosión, la estética y las propiedades de los alambres (25, 64, 66, 25).

I.8.4 ORTHOSPEED®

El ORTHOSPEED®, es un compuesto nuevo patentado por el instituto de Investigación en Ortodoncia, el cual ha sido desarrollado por el doctor Juan José Alió Sanz et al, y fue presentado por primera vez en la Expo-Orto 2009 y 2011.

Este compuesto ha sido diseñado con el fin de disminuir los puntos o superficies de fricción entre brackets, alambres y ligaduras a través de la formación de una capa superficial de revestimiento que sirve como amortiguador del contacto entre dichas superficies.

El nuevo compuesto JAL-90458, que posteriormente pasaría a llamarse ORTHOSPEED® actúa como amortiguador disminuyendo las fuerzas de fricción tanto en la mecánica de primer orden como de segundo orden ya que elimina las fuerzas nocivas de resbalamiento y de ligadura (127). Su principal acción consiste en reducir las fuerzas colaterales adversas generadas en los tratamientos de ortodoncia con aparatos fijos. Esta cualidad permite la reducción del periodo de tratamiento hasta en un 60% menos del tiempo convencional, ya que simplifica las fases del tratamiento.

Como efectos simultáneos, el Orthospeed®, es un producto antiinflamatorio y antiséptico (ya que contiene Triclosan), lo cual permite un mayor confort en los tratamientos ya que disminuye la gingivitis; también actúa como regulador tisular, permitiendo disminuir la sintomatología y tiempo de duración de patologías asociadas a estomatitis aftosa.

Dentro de la composición de este producto tenemos: Triclosan, Fluoruro sódico (0,124 p/p), Olea europea Oil, Agua, Polysorbate 80, Allantoina, Aloe barbadensis, Citrato de Zinc, aromas y CI dependiendo del color (Orthospeed® amarillo CI 47005, Orthospeed® azul CI 42090 y Orthospeed® verde CI 74260).

El compuesto ORTHOSPEED® viene en tres presentaciones que van de acuerdo a la fluidez del compuesto:

1. **Orthospeed® amarillo** de menor densidad y consistencia fluida.
2. **Orthospeed® azul** de densidad intermedia y consistencia media fluida.
3. **Orthospeed® verde** de densidad máxima: consistencia viscosa o mínima fluidez. **Fig.15**



Fig.15 Orthospeed®

Según las indicaciones, el Orthospeed® azul se coloca en el piso y paredes del slot del bracket (Fig16a), el Orthospeed® verde en el arco (Fig. 16b) y el Orthospeed® amarillo sobre el bracket y arco una vez que ya se

coloco los otros compuestos (Fig16c). También se aconseja que se coloque una capa final de Orthospeed® verde sobre la capa superficial del Orthospeed® amarillo y entre brackets y arco como recubrimiento final.

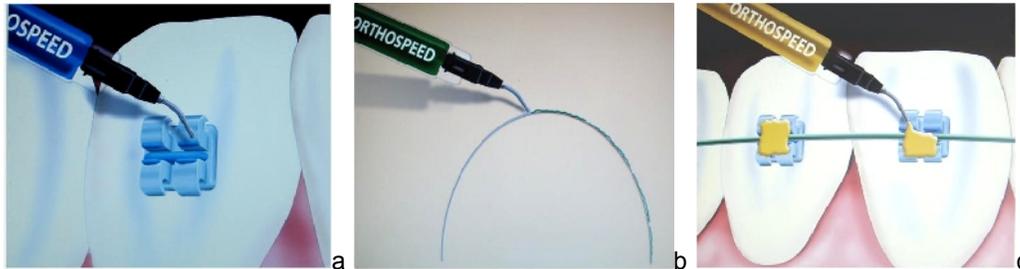


Fig. 16 Pasos para la colocación del Orthospeed®.

El comportamiento clínico de este compuesto fue analizado de forma pionera en un ensayo clínico realizado por el Dr. Juan José Alió Sanz en el departamento de ortodoncia de la Universidad Complutense de Madrid. El objetivo de ese estudio fue investigar la disminución de la fricción del tratamiento ortodóncico en 60 pacientes que fueron divididos en 3 grupos de la siguiente manera:

- 1.- Grupo 1, pacientes sometidos a tratamiento A-Orthospeed® (con brackets de arco recto de baja fricción Sinergy®).
- 2.- Grupo 2, pacientes sometidos a tratamiento A- Sin Orthospeed® (con brackets de arco recto de baja fricción Sinergy®).
- 3.- Grupo 3, pacientes sometidos a tratamiento estándar (grupo control) con técnica convencional de arco recto y sin Orthospeed®.

La investigación se realizó en controles de siete sesiones para todos los grupos; en el cuadro 5, se observan los datos de este estudio, los cuales dieron como resultado que el tiempo para la alineación y nivelación dentaria se consigue reducir desde un promedio de 270 días en los pacientes del grupo III control a tan solo 91 días promedio en el grupo I A-Orthospeed®, también vemos que en los pacientes del grupo II A-Sin Orthospeed®, donde se

utilizaron los mismos brackets que el grupo I se necesitaron un promedio de 165 días, esto significa que si utilizamos el nuevo compuesto Orthospeed® en combinación con brackets de baja fricción se necesitarían casi la mitad del tiempo que si solo utilizaríamos brackets de baja fricción o casi un tercio del tiempo si utilizaríamos cualquier otro bracket de arco recto y sin compuesto.

Cuadro. 5 Comparación del tiempo de tratamiento de cada fase en cada grupo.¹²⁷

		Fase I-II	Fase II-III	Fase III-IV	Fase IV-V	Fase V-VI	Fase VI-VII	Total días de tratamiento
Grupo		Días						
Grupo I Tto. A CAN-AL	Días Total	300	300	315	300	300	315	1830
	Días Media	15	15	15.75	15	15	15.75	91.5
Grupo II Tto. Asin CAN-AL	Días Total	390	480	750	450	450	780	3300
	Días Media	19.4	24	37.5	22.5	22.5	39	165
Grupo III Tto. CONTROL	Días Total	945	705	930	780	900	1140	5400
	Días Media	47.25	35.25	46.5	39	45	57	270

* CAN-AL es el compuesto Orthospeed®.

Por lo tanto, el tiempo de tratamiento con Orthospeed® ha demostrado ser un 90% más eficaz que los mismos brackets sin compuesto y casi 300% más eficaz que el resto de brackets donde no se utilizó el compuesto, tanto en la fase de alineación y nivelación, además disminuye el número de arcos a utilizar y el tiempo de visitas del paciente, también disminuye el tiempo de sillón que necesita cada ortodoncista para hacer el control del tratamiento.

Este nuevo compuesto trae consigo un futuro prometedor y de mucha investigación en el campo de la ortodoncia, lo cual me llevo a realizar este estudio in vitro para tratar de demostrar la eficacia del compuesto según el tipo de alambre o método de ligación de los brackets al arco.

II. HIPÓTESIS



Dada la gran influencia de la **Fricción** durante todo el tratamiento ortodóncico y habiéndose visto su naturaleza causal multifactorial, resulta interesante el estudio de la fricción desde un punto de vista in vitro ya que podría ayudar a marcar las pautas de un posterior estudio in vivo; además sirve para comparar con otros estudios donde se han investigado otras formas de disminuir la fricción. Es por esta razón, que planteo la siguiente hipótesis alternativa (H_1) de trabajo:

El compuesto ORTHOSPEED® es capaz de disminuir de forma significativa la fricción resultante de la combinación alambre - bracket, independientemente del tipo de ligadura, de la sección transversal del alambre, del tipo de aleación del alambre, de la angulación del instrumento de medición y del tipo de bracket.

III. OBJETIVOS



A partir de mi hipótesis de trabajo he planteado los siguientes objetivos:

III.1 Objetivo Principal:

1.- Estudiar la fricción por deslizamiento de un bracket sobre distintos tipos de alambres mediante un dispositivo mecánico diseñado para comprobar la acción del nuevo compuesto Orthospeed®.

III.2 Objetivos secundarios:

1.- Estudiar la fricción de tres calibres de alambres, comparando su acción con y sin Orthospeed®.

2.- Estudiar la fricción de tres tipos de aleaciones de alambres, comparando su acción con y sin Orthospeed®.

3.- Estudiar la fricción de tres tipos de ligaduras, comparando su acción con y sin Orthospeed®.

4.- Comprobar el aumento de la fricción según el aumento de la sección transversal del alambre, del tipo de aleación, tipo de ligadura y angulación del plano inclinado.

5.- Descubrir la mejor combinación alambre-ligadura y compuesto con Orthospeed®.

IV. MATERIAL Y MÉTODO



IV.1 Revisión Bibliográfica

Primeramente se confeccionó una lista de palabras clave en español e inglés para su posterior búsqueda en la base de datos disponibles.

KEY WORDS: Friction, orthodontic friction, wires orthodontics, low friction in orthodontics, orthodontic ligatures and elastics, Orthospeed y Sinergy® brackets.

PALABRAS CLAVE: Fricción, alambres ortodóncicos, baja fricción en ortodoncia, ligaduras y módulos elásticos, brackets Sinergy®, mecánica de deslizamiento, Orthospeed®.

A continuación se buscaron las publicaciones en las que aparecieran dichas palabras claves en las siguientes bases de datos:

- **NCBI** (National center for biotechnology Information) **PUBMED**.
- **Catálogo CISNE UCM AECID**.

Los mejores resultados se obtuvieron del NCBI de donde se obtuvieron primeramente más de 113 artículos de los últimos 22 años (1990-2012) y 10 artículos anteriores a 1990, en los cuales se encontró alguna palabra clave dentro de sus resúmenes.

Posteriormente, se obtuvieron los artículos de las siguientes bibliotecas o hemerotecas:

- Biblioteca y hemeroteca de la Universidad Complutense de Madrid.
- Biblioteca y hemeroteca del Ilustre Colegio Oficial de Odontólogos y Estomatólogos de la 1ra Región.

A continuación, tomando como referencia las normas propuestas por varios autores (128, 129), se revisaron y seleccionaron los artículos y libros más idóneos para tratar el tema y se confeccionaron fichas bibliográficas con los siguientes puntos:

- Título.
- Autor.
- Nombre y año de la publicación.
- Resumen.

La estructuración final de la tesis se hizo de acuerdo a las directrices dictadas por el Director de la Tesis, así como por la bibliografía revisada por el doctorando.

La bibliografía se enumera conforme a las normas dictadas por el Comité Internacional de Editores de Revistas Médicas (Normas de Vancouver) actualizadas al 2010.

Por último se presenta una bibliometría con la lista de todos los artículos, libros y tesis doctorales consultados durante la fase de revisión del tema.

Bibliometría

Nombre	Número.
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.....	46
Angle Orthodontic.....	15
Australian Journal of Dentistry.....	2
Australian of Orthodontic Journal.....	2
Biomecánica.....	1
Bio-Medical Materials and Engineering.....	1
British Journal of Orthodontics.....	6
Clinical Orthodontic Research.....	2
Clinical Review.....	4

Contact Dermatitis.....	1
Dental Materials.....	2
European Journal of Orthodontics.....	11
Indian Journal of Dental Research.....	1
Journal of Biomechanics.....	1
Journal of Clinical Orthodontics.....	7
Journal of Materials Science: Materials in Medicine.....	1
Journal of Orthodontics.....	1
Journal of Orofacial Orthopedics.....	2
Journal Sol-Gel Techn.....	1
Libros de texto, monografías y tesis.....	14
Orthodontics.....	1
Orthodontic Review.....	1
Ortodoncia Clínica.....	1
Ortodoncia Española.....	1
Revista CES de Odontología.....	1
Revista Española de Ortodoncia.....	2
Revista de Ingeniería Biomédica.....	1
Seminars in Orthodontics.....	4
Surface Science.....	1

IV.2 Materiales

- Instrumento de medición
- Compuesto Orthospeed® (Compuesto 1 y 3).
- Alambres convencionales 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".
- Brackets de incisivos centrales superiores Synergy® de slot 0.022" del lado derecho.
- Ligaduras elásticas convencionales.
- Ligaduras poliméricas de baja fricción.
- Ligaduras metálicas de 0.010 pulgadas.

- Pesas de 100g. y 50g.
- Transportador de plástico
- Regla milimetrada de 30 cm.
- Pinza mosquito.
- Pinza para corte de ligaduras
- Cronómetro.
- Hilo de nylon.
- Marcadores.
- Clips.

IV.3 Descripción de los materiales

IV.3.1 Fabricación del instrumento de medición

El instrumento de medición consiste en una barra horizontal y otra vertical de madera, cuya base horizontal está hecha de dos pares de listones de madera de 40cm de largo, 1.7cm de ancho y 0.7cm de grosor y una barra vertical hecho de dos pares de listones de madera de 35cm de largo, 1.7cm de ancho y 0.7cm de grosor, cada par de listones tanto de la base como del mástil se unen en los bordes con trozos cuadrados pequeños de madera de 0.4cm de grosor, 1.7cm de ancho y 1.7cm de largo (Figura 17a), al unir los listones podremos ver que se forma una canaleta de 0.4cm (la misma dimensión que el trozo de madera con que se unió) que servirá para el deslizamiento de unas ruedas de caucho (Figura 17b) que explicaremos a continuación.



Figura 17. Barra horizontal y vertical de listones de madera (a), ruedas y pernos (b), brackets con ojales e hilo de nylon (c), pesas de 100 y 50 gr., alambres de distintos calibres (e) y transportador (f).

Posteriormente al haber unido los dos pares de listones, haremos que la base y el mástil formen uno con el otro un ángulo de 90 grados, en esa angulación los fijaremos con dos bisagras de metal en “L” sujetados por 4 pernos a cada lado para evitar que se muevan (**figura 18a**). Una vez unidos los listones de madera, se colocarán en la base unos trozos de madera de 4.1cm de largo, 2.2cm de ancho y 1.5cm de altura a cada lado de las puntas para dar estabilidad a la base y evitar que se pueda inclinar a uno u otro lado y también para el correcto desplazamiento del perno que coge la rueda de caucho de la base **Fig.18b**.

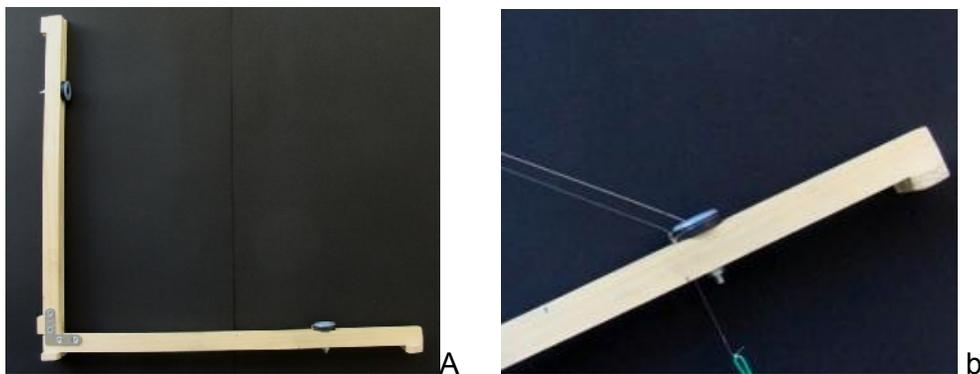


Fig.18 Instrumento de medición firmemente ensamblado (a), taco de estabilidad y perno que une la rueda a la base (b).

Se utilizó dos ruedas de caucho preformadas de 2.2cm de diámetro (**Fig. 17b**), cuyo armazón interior es metálico y tiene un orificio central de 0.5cm que servirá para fijarlo a la base y al mástil correspondientemente a través de un perno de 2.6cm de largo y 0.4cm de diámetro en cada rueda. Como se describe en la figura 18a una rueda irá en la base y otro en la barra vertical, éstas servirán para sujetar los alambres que formarán planos inclinados en distintas angulaciones.

Para sujetar los alambres a las ruedas, se hicieron dobleces en U en la parte distal de dichos alambres y por otra parte, se confeccionaron unos ojales hechos de ligadura rígida de alambre 0.010 pulgadas, los cuales van atados a cada perno de las ruedas. **Fig.19a**. Como se puede ver, gracias a estas ruedas, el plano inclinado podrá cambiar de angulación para cada prueba.

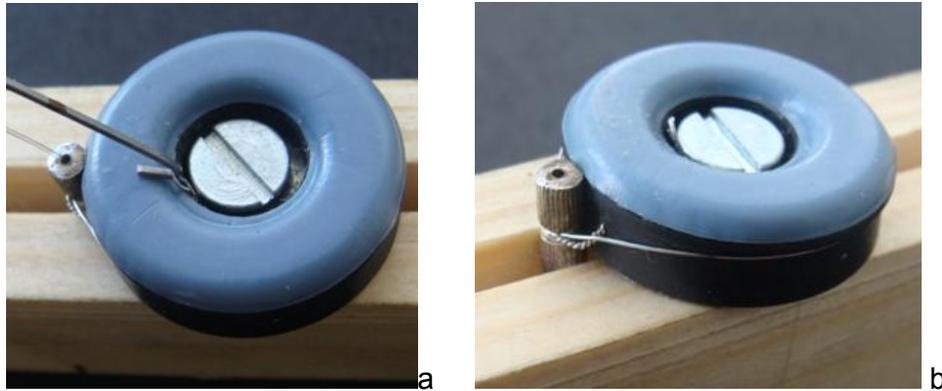


Fig.19 Ojales de retención y alambre doblado en U (a), tubo de metal externo unido a la rueda de caucho (b).

En la parte externa de la rueda de la base, se coloca un pequeño tubo de metal de 0.8cm de largo y 0.08cm de diámetro, este también va sujetado con ligadura rígida de 0.010 pulgadas y servirá como guía para el hilo de Nylon que jalará el bracket. **Fig.18b y 19b.**

IV.3.2 Brackets de Medición

Para realizar las pruebas se utilizaron brackets de baja fricción Sinergy® cuyas características serán descritas en la sección de variables, sin embargo, hay que resaltar que a cada bracket también se le pego un ojal de alambre de ligadura rígida 0.010 pulgadas, este ojal fue pegado a la rejilla del bracket con resina de fotopolimerización de la marca Tetric Ceram® de la casa Ivoclar Vivadent. **(Fig.20)**

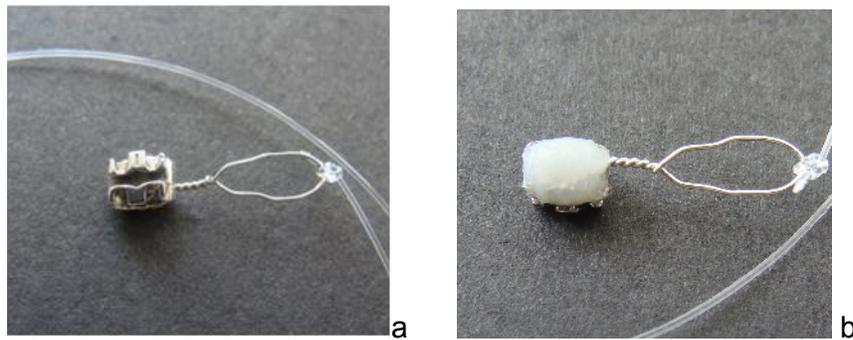


Fig.20. Bracket Sinergy® con ojal (a), Ojal pegado a la rejilla del bracket (b).

En la figura 21, se puede observar cómo se ató un hilo de nylon de 45cm de largo al ojal del bracket y que luego pasará a través del pequeño tubo de metal de la rueda de la base **Fig.19a** donde luego se sostendrá una pesa de 150 gr. que está colgado a un clip. **Fig.21**.

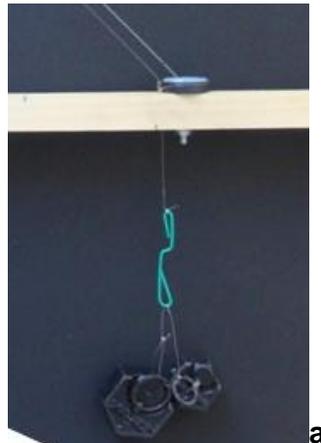


Fig.21 Hilo que pasa por el tubo de metal y sostiene las pesas.

Por otra parte, tenemos un transportador que servirá de guía para medir las diferentes angulaciones a las que se colocarán los alambres. Una vista general del instrumento de medición será como muestran las **Fig.22a y 22b**

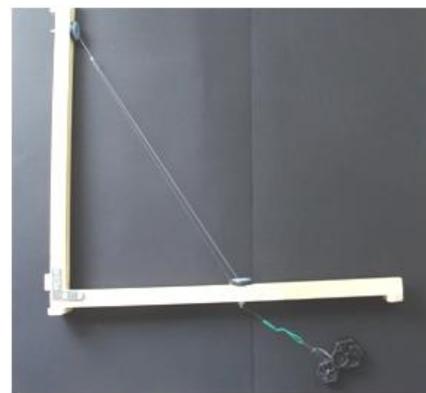
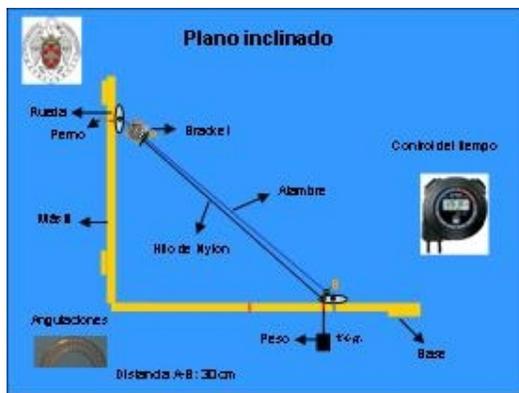


Fig.22 Diseño del instrumento (a), Diseño del instrumento de medición (b) Instrumento ensamblado a 45°.

IV.4 Descripción de variables

IV.4.1 Alambre.- Se utilizaron seis alambres de acero inoxidable AISI 316, seis alambres de acero Elgiloy azul y seis alambres de TMA (Titanium-Molibdemun) de las siguientes características:

Los alambres de acero y Elgiloy que se utilizaron fueron: dos alambres de 0.020 pulgadas de diámetro circular, dos alambres de 0.019x0.025 pulgadas de diámetro rectangular y dos alambres de 0.021 x 0.025 pulgadas de diámetro rectangular. Los alambres de TMA que se emplearon fueron: dos alambres de 0,018 pulgadas de diámetro circular y dos alambres de 0.019 x 0.025 pulgadas de diámetro rectangular; todos los alambres del estudio tuvieron una longitud de 38cm. **Cuadro.6**

Se eligió estos alambres porque la mayoría de investigaciones in vitro se han enfocado en el estudio de la fricción de estos calibres y tipos de aleación de los alambres. Para realizar las pruebas, estos alambres fueron marcados desde un punto A partida del deslizamiento del bracket hasta un punto B fin del deslizamiento, equidistantes uno del otro a 30cm de longitud (**Fig. 22a**).

IV.4.2 Bracket.- El bracket elegido para este estudio fue el bracket de baja fricción Synergy® de incisivos centrales superiores del lado derecho (SWLF) de acero inoxidable AISI 316 de slot 0.022 pulgadas de la casa comercial Rocky Mountain Orthodontic –Denver. **Fig. 23** Se eligió este bracket por las siguientes características:

a.- Máximo deslizamiento, ya que posee tres pares de aletas en lugar de dos. Además, las aletas centrales tienen sus lados sobre elevados, de manera que cuando se aplica una ligadura en el centro, el contacto alambre-ligadura es mínimo o inexistente reduciendo casi a cero la fricción (130-133).

b.- Los brackets convencionales tienen una angulación de 90 grados en los extremos (excepto los brackets de autoligado activo In Ovation® de GAC que

tienen el borde biselado) mientras que los brackets Synergy® tienen los extremos redondeados, esto disminuye el ángulo de contacto crítico en las angulaciones de segundo grado (121).

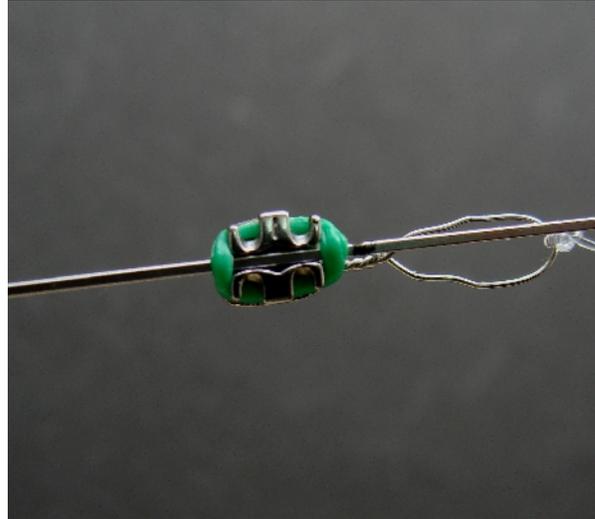


Fig.23 Bracket Synergy®.

IV.4.3 Ligadura.- Las ligaduras a emplearse fueron: alambres de **ligadura rígida** de acero inoxidable AISI 316 de 0.010 pulgadas de la casa comercial GAC Orthodontic, **ligaduras elásticas convencionales** de la casa comercial ORMCO Company y **ligaduras poliméricas de baja fricción** de la casa comercial Rocky Mountain Orthodontic (**Cuadro 6**). **Fig.24**

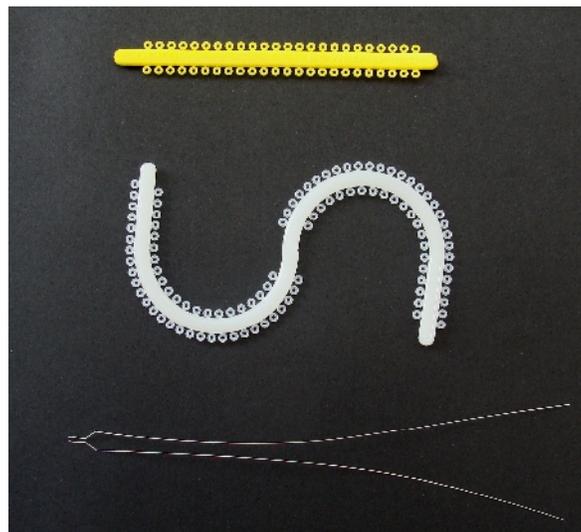


Fig.24 Ligaduras de estudio

Las ligaduras metálicas que se utilizaron midieron 5cm de largo cada una y se unieron al bracket con una pinza mosquito, cogiéndolos por los extremos de la ligadura y dando un total de 25 medias vueltas (12 vueltas y media) para cada prueba. Este procedimiento fue realizado por un solo miembro del equipo de investigadores para evitar el sesgo de las distintas fuerzas de ligado. Las ligaduras elásticas convencionales y de baja fricción se unieron sin tener cuidado especial (**Fig. 25**).

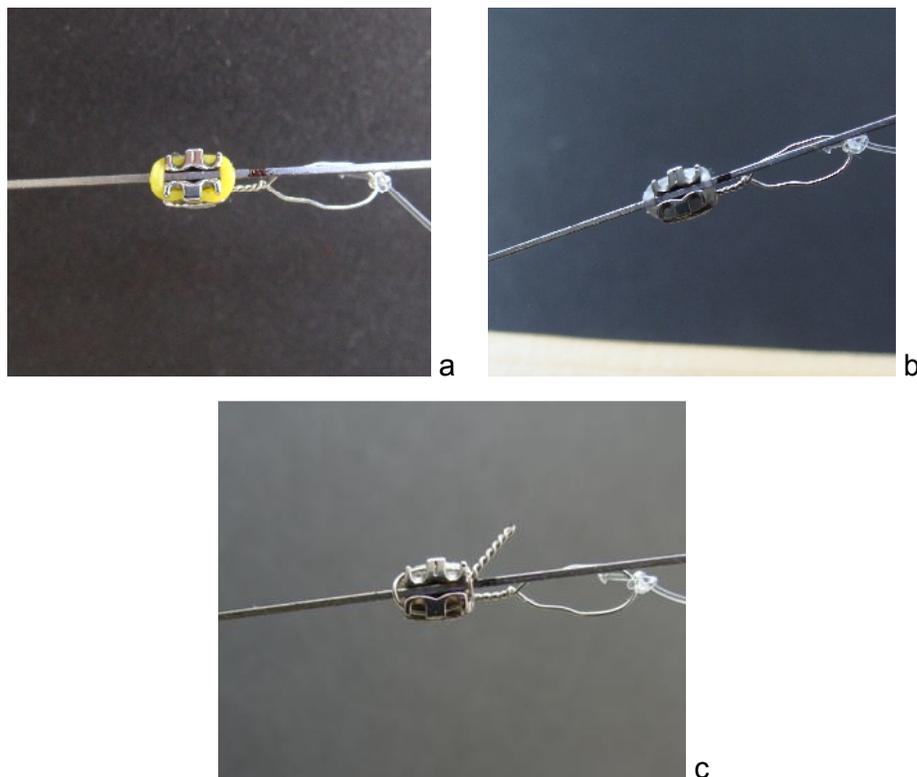


Fig. 25 Ligadura Convencional (a), Ligadura de Baja fricción (b), Ligadura Metálica (c).

Hay que tener en cuenta que las ligaduras (metálica, convencional y baja fricción) que sirvieron para unir los alambres a los brackets siempre fueron ligados a los tres pares de aletas de los brackets para producir la máxima fricción posible, así de esta manera, comprobar cuan eficaz es el compuesto, ya que al ligar solo las aletas centrales producen mínima fricción como indica la literatura (131, 133).

IV.4.4 Angulaciones, se dan por la unión entre la base del instrumento y el alambre a ser analizado. Se decidió que las angulaciones para todas las pruebas tenían que ser mayores de 45 grados pero menor de los 90 grados por la influencia de las angulaciones de segundo orden que se presentan en los distintos casos in vivo, los cuales generan un ángulo de contacto crítico que genera gran resistencia al deslizamiento. Por lo tanto, las mediciones escogidas fueron de 45 y 60 grados respectivamente.

IV.4.5 Compuesto de baja fricción ORTHOSPEED®, en este trabajo solo se utilizaron dos compuestos de los tres antes descritos, el de consistencia muy fluida (compuesto 1) y el de consistencia viscosa (compuesto 3). **Fig. 26**

El procedimiento se realizó de acuerdo a la técnica recomendada por el autor, se colocó el Compuesto 1 en las ligaduras y el compuesto 3 en la base y paredes del slot del bracket y en toda la extensión del alambre (115).



Fig.26 Orthospeed® de baja y alta viscosidad.

El cuadro 6, presenta algunas de las características principales de las variables a analizar en este estudio.

Cuadro.6 Variables del estudio

Producto *	Material	Calibre	Diseño	Casa comercial
Bracket Synergy®	Acero	0.022x0.028	Convencional	Rocky Mountain
Alambres	Acero AISI 316	0.020"	Redondo	GAC
	Acero AISI 316	0.019x0.025"	Rectangular	GAC
	Acero AISI 316	0.021x0.025"	Rectangular	GAC
	Acero Elgiloy	0.020"	Redondo	Rocky Mountain
	Acero Elgiloy	0.019x0.025"	Rectangular	Rocky Mountain
	Acero Elgiloy	0.021x0.025"	Rectangular	Rocky Mountain
	TMA	0.018"	Redondo	ORMCO
	TMA	0.019x0.025"	Rectangular	ORMCO
Ligadura Elástica convencional Baja fricción Metálica	Elastómero	-----	Circular	ORMCO
	Elastómero	-----	Circular	Rocky Mountain
	Acero	0.010"	Adaptado	GAC
Compuesto ORTHOSPEED®	Compuesto 1	-----	-----	
	Compuesto 3	-----	-----	-----

* En este cuadro no se encuentra la variable angulación debido a que solo es una constante de posición.

IV.5. Metodología

IV.5.1 Mediciones

Una vez ensamblados los instrumentos de medición se procedió a realizar las mediciones de la siguiente manera:

A) 45 grados

- 1.- Se puso los alambres de acero de 0.020" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.
- 2.- Se puso los alambres de acero de 0.020" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.

- 3.- Se puso los alambres de acero de 0.020" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.
- 4.- Se puso los alambres de acero de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.
- 5.- Se puso los alambres de acero de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.
- 6.- Se puso los alambres de acero de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.
- 7.- Se puso los alambres de acero de 0.021x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.
- 8.- Se puso los alambres de acero de 0.021x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.
- 9.- Se puso los alambres de acero de 0.021x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.
- 10.- Se puso los alambres TMA de 0.018" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.
- 11.- Se puso los alambres TMA de 0.018" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.
- 12.- Se puso los alambres TMA de 0.018" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.
- 13.- Se puso los alambres TMA de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.
- 14.- Se puso los alambres TMA de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.
- 15.- Se puso los alambres TMA de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.
- 16.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.020" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.
- 17.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.020" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.
- 18.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.020" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.
- 19.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.

20.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.

21.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.

22.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.021x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.

23.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.021x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.

24.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.021x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.

Una vez se obtuvo los valores de las mediciones control a 45 grados se añadió el compuesto Orthospeed® y se realizó las mediciones con la misma secuencia.

B) 60 grados

1.- Se puso los alambres de acero de 0.020" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.

2.- Se puso los alambres de acero de 0.020" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.

3.- Se puso los alambres de acero de 0.020" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.

4.- Se puso los alambres de acero de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.

5.- Se puso los alambres de acero de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.

6.- Se puso los alambres de acero de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.

7.- Se puso los alambres de acero de 0.021x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.

8.- Se puso los alambres de acero de 0.021x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.

- 9.- Se puso los alambres de acero de 0.021x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.
- 10.- Se puso los alambres TMA de 0.018" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.
- 11.- Se puso los alambres TMA de 0.018" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.
- 12.- Se puso los alambres TMA de 0.018" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.
- 13.- Se puso los alambres TMA de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.
- 14.- Se puso los alambres TMA de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.
- 15.- Se puso los alambres TMA de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.
- 16.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.020" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.
- 17.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.020" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.
- 18.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.020" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.
- 19.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.
- 20.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.
- 21.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.019x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.
- 22.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.021x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura elástica convencional.
- 23.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.021x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura de baja fricción.
- 24.- Se puso los alambres Elgiloy de 0.021x0.025" sin compuesto y el bracket Sinergy® sin compuesto ligados con ligadura metálica.

Una vez se obtuvo los valores de las mediciones control a 60 grados se añadió el compuesto Orthospeed® y se realizó las mediciones con la misma secuencia de medición (como podemos ver es la misma secuencia que para las mediciones a 45 grados).

Consideraciones:

- Antes de ligar el bracket al alambre se verificó la tensión del alambre, lo cual es un factor importante para favorecer el deslizamiento.
- Cada alambre fue ligado a los tres pares de aletas del bracket de tres maneras distintas: con ligadura metálica, ligadura elástica convencional y ligaduras elásticas de baja fricción en cada prueba. Se ligaron los tres pares de aletas del bracket (provocando fricción máxima como indica la literatura) (124, 127), debido a que ligando solo las aletas centrales no se producía ningún tipo de resistencia al deslizamiento.
- En cada prueba, para armonizar las mediciones, se utilizó un peso estándar de 150 gr. Se eligió este peso, ya que a menor peso no se producía ningún tipo de movimiento salvo con las ligaduras metálicas. Por otro lado, a mayor peso era imposible las mediciones del tiempo debido a la gran velocidad con que se desplazaba el bracket.
- Las mediciones del tiempo y la distancia se realizaron por tres personas miembros de la investigación y uno de ellos en actitud de simple ciego ya que desconocía los objetivos del trabajo y del uso de los compuestos.
- Las mediciones se hicieron durante 10 días, se tuvo en cuenta de no variar las condiciones atmosféricas, por lo que el lugar de medición fue siempre el mismo.

IV.5.2 Determinación de la resistencia al deslizamiento

La metodología para estimar que combinación bracket-alambre producía la mayor resistencia al deslizamiento, consistió en medir el tiempo que tardaba en deslizarse el bracket en cada alambre desde el punto A al punto B aplicándole el peso preestablecido (**Fig. 22a**).

Se entiende que el que más tarde, no se mueva, o no llegue a deslizarse hasta el punto B produce la mayor resistencia al deslizamiento. Para armonizar las pruebas se dio un margen de **tiempo máximo de 200 segundos** (más lento) para aquellos brackets que se mueven muy lento o no se mueven por completo y un **tiempo mínimo de 0.1 segundos** para el más rápido. Por otra parte, la distancia máxima será de 30cm (máximo deslizamiento) y la distancia mínima de 0cm (mínimo deslizamiento). En cada prueba, el **tiempo** se midió en segundos y la **distancia** recorrida de cada bracket se midió en centímetros.

IV.5.3 Cuadros de comparaciones

En el cuadro 7, las comparaciones se realizaron de acuerdo a la influencia del compuesto en la angulación del instrumento de medición en general con todos los datos: calibre del alambre, aleación del alambre y tipo de ligadura (sombra verde) como se detalla a continuación:

Cuadro.7 Comparaciones del compuesto según la angulación del plano inclinado.

Compuesto	Angulación	
	45°	60°
CON Orthospeed®	X	X
SIN Orthospeed®	X	X

En el cuadro 8, las comparaciones se realizaron de acuerdo a las áreas sombreadas, en este caso primero se comparo la acción del compuesto de todos los datos en angulaciones a 45° (sombra azul) y segundo la acción del

compuesto de todos los datos en angulaciones a 60° (sombra amarilla). Posteriormente se comparó la acción del compuesto en cada calibre de alambre.

Cuadro.8 Comparaciones del compuesto según el tipo de calibre.

Calibre	Angulación			
	45°		60°	
0.020" *	CON	SIN	CON	SIN
0.019x0.025"	CON	SIN	CON	SIN
0.021x0.025"	CON	SIN	CON	SIN

* Los calibres de los alambres de TMA fueron de 0.018".

Como el cuadro 9, las comparaciones se hicieron a 45° y 60° por separado (áreas sombreadas), primero se hicieron las comparaciones del compuesto de todas las aleaciones a 45° (sombra azul), segundo se hizo las comparaciones a 60° (sombra amarilla). Inmediatamente después se analizó la acción del compuesto en cada tipo de aleación.

Cuadro.9 Comparaciones del compuesto según el tipo de aleación

Aleación	Angulación			
	45°		60°	
Elgiloy	CON	SIN	CON	SIN
TMA *	CON	SIN	CON	SIN
Acero	CON	SIN	CON	SIN

* Los calibres de los alambres de TMA fueron de 0.018".

En el cuadro 10, se muestran las comparaciones según la acción del compuesto en los diferentes tipos de ligaduras. Iniciamos las comparaciones según el compuesto de todas las ligaduras a 45° (sombra azul) y finalizamos con las comparaciones de todas las ligaduras a 60° (sombra amarilla). Posteriormente analizamos la acción del compuesto en cada tipo de ligadura.

Cuadro.10 Comparaciones del compuesto según el tipo de ligadura

Ligadura	Angulación			
	45°		60°	
Convencional	CON	SIN	CON	SIN
Baja fricción	CON	SIN	CON	SIN
Metálica	CON	SIN	CON	SIN

Para las comparaciones según el tipo de ligadura se empleó todas las ligaduras combinadas con todas las aleaciones y calibres de alambres.

Para demostrar el aumento de la fricción según se aplicó o no compuesto, se compararon todos los calibres, aleaciones de alambres y tipos de ligadura en distintas angulaciones. Primero se compararon las aleaciones SIN compuesto, luego las aleaciones CON compuesto y por último comparamos la significación estadística de ambos, todos los CON compuesto contra todos los SIN compuesto.

Cuadro.11 Comparaciones de la aleación, calibre y ligadura Con y Sin compuesto.

45 y 60°	Variables		
Compuesto	Aleación	Calibre	Ligadura
Con	X	X	X
Sin	X	X	X

IV.5.4 Personal de investigación

En este trabajo participaron tres personas los cuales se distribuyeron el trabajo de la siguiente manera:

1. Cada uno realizó una medición del tiempo y la distancia para cada prueba.
2. Solo uno de los participantes ligo los brackets con ligaduras metálicas para evitar diferencia de fuerzas de ligado.

IV.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

IV.6.1 ESTADISTICA DESCRIPTIVA

En este trabajo, todas las variables estudiadas son variables cuantitativas; aquellas que seguían una distribución normal se han descrito mediante un índice de centralización la media aritmética (\bar{X}), acompañada siempre de un índice de dispersión, la desviación estándar (DS).

Cuando la variable estudiada no seguía una distribución normal, se utilizaron índices de posición como la mediana (Med) y el mínimo (Min) y el máximo (Max) elemento.

IV.6.2 ESTADISTICA ANALÍTICA

Para comparar las distintas variables entre grupos de calibres, aleaciones, método de ligadura y entre angulaciones 45° y 60°, hemos empleado los siguientes test:

- Test de Shapiro-Wils y Kolmogorov-Smirnov para comprobar el supuesto de Normalidad.
- Prueba U de Mann-Whitney para comparación de dos medias de variables cuantitativas, cuando la distribución no era normal (test no paramétrico).
- Prueba de Kruskal-Wallis para comparación de tres o más medias de variables cuantitativas, cuando la distribución no era normal (Test no paramétrico).

Se consideró un resultado estadísticamente significativo cuando se obtuvo un $p \leq 0.05$. Para poder valorar la relevancia clínica de esta significación, se calcularon los intervalos de confianza al nivel del 95% de las diferencias.

Considero que cuando se hicieran comparaciones con el test de Mann-Whitney en variables con pocos datos, la obtención de un resultado estadísticamente no significativo no quiere decir que el uso del compuesto sea clínicamente irrelevante, sino que la no significancia se pueda dar debido a la falta de potencia estadística por pocos datos. Aún así, los datos que se encontraron en este estudio denotan la gran importancia clínica que podría representar este compuesto en el futuro.

Los datos encontrados de todas las variables empleadas en este estudio fueron introducidos en una base de datos (Excel 2007, Microsoft Office) y el fichero resultante fue procesado mediante el programa IBM SPSS 19.0, USA.

V. RESULTADOS



Los resultados serán expuestos siguiendo el siguiente esquema:

V.1 Características generales de la muestra

V.1.1 Análisis descriptivo de la muestra

V.2 Comparación estadística de la muestra total.

V.2.1 Comparación con/ sin compuesto

V.3 Comparación estadística entre alambres a 45°

V.3.1 Comparación con/sin Compuesto general.

V.3.2 Comparación con/sin Compuesto entre alambres 0.20.

V.3.2 Comparación con/sin Compuesto entre alambres 19x25.

V.3.2 Comparación con/sin Compuesto entre alambres 21x25.

V.4 Comparación estadística entre alambres a 60°

V.3.1 Comparación con/sin Compuesto general.

V.3.2 Comparación con/sin Compuesto entre alambres 0.20.

V.3.2 Comparación con/sin Compuesto entre alambres 19x25.

V.3.2 Comparación con/sin Compuesto entre alambres 21x25.

V.5 Comparación estadística entre calibres de alambre

V.5.1 Comparación a 45°

V.5.2 Comparación a 60°

V.6 Comparación estadística entre aleaciones de alambre

V.6.1 Comparación a 45°

V.6.2 Comparación a 60°

V.7 Comparación estadística entre tipo de ligadura

V.6.1 Comparación a 45°

V.6.2 Comparación a 60°

V.1 Características Generales de las muestras

Las tablas 1 y 2 presentan la descripción de las características de las muestras incluidas en este estudio.

Tabla.1 Datos de las mediciones a 45 grados.

Alambre	Ligadura	Orthospeed®	T1	T2	T3	D1	D2	D3
0.020 acero	Elástica	SIN	200	200	200	0	0	0
0.020 acero	Elástica	CON	0,2	0,2	0,2	30	30	30
0.020 acero	BF	SIN	2,9	3	2,8	6	6,5	8
0.020 acero	BF	CON	0,2	0,2	0,2	30	30	30
0.020 acero	Metálica	SIN	0,4	0,3	0,5	30	30	30
0.020 acero	Metálica	CON	0,4	0,2	0,4	11	30	16
0.020 Elgiloy	Elástica	SIN	0,46	0,5	0,53	1,2	3,4	1,9
0.020 Elgiloy	Elástica	CON	0,2	0,2	0,3	30	30	30
0.020 Elgiloy	BF	SIN	2,56	5,41	5,71	3,8	4,6	5,5
0.020 Elgiloy	BF	CON	0,2	0,2	0,2	30	30	30
0.020 Elgiloy	Metálica	SIN	0,5	0,43	0,75	30	30	16,6
0.020 Elgiloy	Metálica	CON	0,25	0,25	0,25	30	30	30
0.018 TMA	Elástica	SIN	0,4	0,34	0,29	4	3,5	4,5
0.018TMA	Elástica	CON	0,34	0,28	0,28	1,5	4,3	3,8
0.018 TMA	BF	SIN	0,34	0,31	0,37	3,5	4,8	6,6
0.018 TMA	BF	CON	0,34	0,32	0,25	2,2	2,4	3,9
0.018 TMA	Metálica	SIN	0,44	0,28	0,38	0,6	0,2	2,7
0.018 TMA	Metálica	CON	0,37	0,28	0,34	4	3,6	3,7
19x25 acero	Elástica	SIN	166,2	141,2	111,7	30	30	30
19x25 acero	Elástica	CON	0,2	0,2	0,2	30	30	30
19x25 acero	BF	SIN	4,7	1,2	1,7	12	5,5	8,8
19x25 acero	BF	CON	0,2	0,3	0,2	30	30	30
19x25 acero	Metálica	SIN	0,9	0,8	0,7	23,8	23,8	20,9
19x25 acero	Metálica	CON	0,2	0,2	0,2	30	30	30
19x25 Elgiloy	Elástica	SIN	5,06	5,13	5,78	5,8	5,9	6
19x25 Elgiloy	Elástica	CON	0,35	0,28	0,25	30	30	30
19x25 Elgiloy	BF	SIN	0,6	0,63	1,25	0,8	1,4	2,7
19x25 Elgiloy	BF	CON	0,32	0,31	0,37	30	30	30
19x25 Elgiloy	Metálica	SIN	0,56	0,38	0,56	8,1	9,4	6,4
19x25 Elgiloy	Metálica	CON	0,37	0,44	0,38	30	30	30
19x25 TMA	Elástica	SIN	200	200	200	0	0	0
19x25 TMA	Elástica	CON	0,34	0,41	0,31	1	1	1
19x25 TMA	BF	SIN	0,37	0,31	0,31	0,9	3,1	1,1
19x25 TMA	BF	CON	0,37	0,38	0,28	0,2	0,7	0,9
19x25 TMA	Metálica	SIN	0,4	200	200	0,1	0	0
19x25 TMA	Metálica	CON	0,37	0,34	0,38	0,6	0,4	3,5
21x25 acero	Elástica	SIN	200	200	200	0	0	0
21x25 acero	Elástica	CON	0,3	0,3	0,2	30	30	30
21x25 acero	BF	SIN	7,4	7,7	8,4	3	3	3
21x25 acero	BF	CON	0,3	0,2	0,3	30	30	30
21x25 acero	Metálica	SIN	0,4	0,5	0,4	30	30	30
21x25 acero	Metálica	CON	0,6	0,6	0,5	6,5	7	7
21x25 Elgiloy	Elástica	SIN	0,5	0,47	0,37	0,4	0,7	0,2
21x25 Elgiloy	Elástica	CON	0,34	0,34	0,53	30	30	30
21x25 Elgiloy	BF	SIN	0,56	0,75	0,63	0,7	3,2	1,2
21x25 Elgiloy	BF	CON	0,34	0,38	0,41	30	30	30
21x25 Elgiloy	Metálica	SIN	0,31	0,47	0,5	0,5	4,6	1,8
21x25 Elgiloy	Metálica	CON	0,31	0,35	0,4	30	30	30

T1, T2 y T3: Tiempo de cada participante; D1, D2, D3: Distancia de cada participante; CON y SIN compuesto, BF: Baja Fricción.

Tabla.2 Datos de las mediciones a 60 grados.

Alambre	Ligadura	Orthospeed®	T1	T2	T3	D1	D2	D3
0.020 acero	Elástica	SIN	20,6	20,3	19,5	30	30	30
0.020 acero	Elástica	CON	0,3	0,3	0,3	30	30	30
0.020 acero	BF	SIN	14,9	15,1	15	15	18	16
0.020 acero	BF	CON	0,2	0,2	0,3	30	30	30
0.020 acero	Metálica	SIN	0,5	0,3	0,3	30	30	30
0.020 acero	Metálica	CON	0,3	0,2	0,2	30	30	30
0.020 Elgiloy	Elástica	SIN	29,9	33,7	52,7	7,9	8,4	5,6
0.020 Elgiloy	Elástica	CON	0,2	0,3	0,3	30	30	30
0.020 Elgiloy	BF	SIN	1,6	13,3	7,1	1,7	5,8	5,5
0.020 Elgiloy	BF	CON	0,3	0,3	0,3	30	30	30
0.020 Elgiloy	Metálica	SIN	0,41	0,34	0,53	30	30	30
0.020 Elgiloy	Metálica	CON	0,28	0,28	0,28	30	30	30
0.018 TMA	Elástica	SIN	0,41	0,31	0,34	3,5	2,8	4
0.018TMA	Elástica	CON	0,37	0,31	0,35	7,6	6,5	4,3
0.018 TMA	BF	SIN	1,69	0,47	0,31	7,6	2,9	4,4
0.018 TMA	BF	CON	0,35	0,31	0,87	4,4	30	13,2
0.018 TMA	Metálica	SIN	0,4	0,34	0,32	0,5	0,4	0,3
0.018 TMA	Metálica	CON	0,44	0,44	0,35	3,5	2,7	2
19x25 acero	Elástica	SIN	76,9	73,1	82,1	30	30	30
19x25 acero	Elástica	CON	0,2	0,2	0,2	30	30	30
19x25 acero	BF	SIN	0,9	6,2	0,9	2	6,2	3,6
19x25 acero	BF	CON	0,2	0,2	0,2	30	30	30
19x25 acero	Metálica	SIN	1,7	0,6	1,6	30	20,5	26,5
19x25 acero	Metálica	CON	0,1	0,2	0,2	30	30	30
19x25 Elgiloy	Elástica	SIN	0,47	1,06	2	4	5,1	5,8
19x25 Elgiloy	Elástica	CON	0,37	0,29	0,35	30	30	30
19x25 Elgiloy	BF	SIN	0,75	7,06	5,81	0,8	1,4	2,7
19x25 Elgiloy	BF	CON	0,31	0,28	0,32	30	30	30
19x25 Elgiloy	Metálica	SIN	0,28	0,53	0,46	13,9	7,8	7,4
19x25 Elgiloy	Metálica	CON	0,22	0,35	0,25	30	30	30
19x25 TMA	Elástica	SIN	0,31	0,43	0,4	0,5	0,2	0,2
19x25 TMA	Elástica	CON	0,56	0,34	0,34	0,6	0,7	0,5
19x25 TMA	BF	SIN	0,34	0,35	0,5	0,6	1,4	0,5
19x25 TMA	BF	CON	0,31	0,38	0,31	0,4	0,5	1,8
19x25 TMA	Metálica	SIN	200	200	200	0	0	0
19x25 TMA	Metálica	CON	0,44	0,44	0,37	0,6	0,4	3,5
21x25 acero	Elástica	SIN	26	26	24,6	22,7	22,7	22,6
21x25 acero	Elástica	CON	0,2	0,2	0,2	30	30	30
21x25 acero	BF	SIN	2,8	2,5	2,9	3,5	3,5	3,5
21x25 acero	BF	CON	0,3	0,3	0,4	30	30	30
21x25 acero	Metálica	SIN	0,2	0,3	0,6	30	30	30
21x25 acero	Metálica	CON	0,2	0,3	0,3	30	30	30
21x25 Elgiloy	Elástica	SIN	0,44	0,41	0,37	0,5	0,2	0,5
21x25 Elgiloy	Elástica	CON	0,31	0,4	0,47	30	30	30
21x25 Elgiloy	BF	SIN	2,13	3,69	8,41	3,9	4,4	4,5
21x25 Elgiloy	BF	CON	0,31	0,41	0,32	30	30	30
21x25 Elgiloy	Metálica	SIN	0,44	0,31	0,41	1	1,5	1,5
21x25 Elgiloy	Metálica	CON	0,31	0,38	0,41	22,2	30	30

T1, T2 y T3: Tiempo de cada participante; D1, D2, D3: Distancia de cada participante;
CON y SIN compuesto BF: Baja fricción.

Para cada tipo de alambre en combinación con ligadura y compuesto se obtuvieron tres mediciones para el tiempo (T1, T2, T3) y tres mediciones para la distancia (D1, D2, D3) uno por cada participante en cada angulación según corresponda, ver tabla 1 y 2. Posteriormente se introdujo todos los datos encontrados en una hoja de cálculo Excel, ordenándose conforme lo que se encontró por cada participante (individuo1, individuo2, individuo3). Posteriormente se trasladarán estos datos al paquete estadístico correspondiente.

Hay que tener en cuenta, que en los datos encontrados, en las mediciones a 45 grados (**Tabla.1**), donde se utilizó alambres de acero 0.020" y 0.021x0.025", los cuales fueron ligados con ligaduras convencionales y sin compuesto, no se produjo el deslizamiento del bracket debido a que la fuerza empleada no logra vencer la fricción estática, por tanto, según la metodología prevista se consideró el tiempo máximo para esos datos de 200 segundos y distancia de 0mm. Un dato igual se encontró en las mediciones a 45 grados (**Tabla.1**) con alambre TMA de 0.019x0.025" ligado con ligaduras elástica sin compuesto y otro dato igual en las mediciones a 60 grados donde se utilizó alambre TMA de 0.019x0.025" ligado con ligadura metálica sin compuesto (**Tabla.2**).

Luego de ordenar los datos con el programa SPSS, éstos fueron analizados según las distintas pruebas estadísticas recomendadas por el Centro de Proceso de Datos de la UCM (Área de apoyo a la investigación) y posteriormente se estructuraron los resultados en función de cada una de las pruebas estadísticas realizadas. Por lo tanto, la presentación de los resultados se realizará ofreciendo para cada prueba estadística su parte descriptiva y su parte inferencial respectivamente.

V.1.1 Análisis descriptivo de la muestra

El número total de mediciones realizadas por cada participante fue un total de 192 mediciones; de los cuales 96 mediciones son en un plano inclinado a 45° y 96 mediciones a 60°: De cada plano inclinado se obtuvo 48 mediciones del

tiempo y 48 mediciones de la distancia de deslizamiento; asimismo de las 48 mediciones, 18 mediciones fueron con alambres de acero, 18 con alambres de Elgiloy y 12 con alambres de TMA. Hay que tener en cuenta que para las mediciones se utilizaron tres calibres de alambres (excepto en alambres de TMA donde no se encontró alambres de 0.021x0.025”). (Tabla.3).

Tabla 3. Variables utilizadas en este estudio.

BRACKET SINERGY								
Incisivo Central Superior								
Angulación 45°/60° / Peso 150 grs.								
Alambre Aleación/Calibre								
Acero 0.20/19x25/21x25			Elgiloy 0.20/19x25/21x25			TMA 0.18/19x25		
Ligadura								
Elástica	Baja Fricción	Metálica	Elástica	Baja Fricción	Metálica	Elástica	Baja Fricción	Metálica
Compuesto								
Con/sin	Con/sin	Con/sin	Con/sin	Con/sin	Con/sin	Con/sin	Con/sin	Con/sin

En todas las comparaciones, primeramente se analizaron los datos según la acción del compuesto (diferencias al utilizar o no Orthospeed®), en estos casos no se tendrán en cuenta el tipo de alambre, tipo de aleación, ni el tipo de ligadura. La comparación netamente es entre el uso o no de compuesto (CON Orthospeed® - SIN Orthospeed®). Posteriormente se harán las comparaciones según el calibre del alambre, aleación del alambre, el tipo de ligadura y la angulación. En todas las tablas, se mostrarán: la media, mediana, desviación estándar, mínimo y máximo dato.

La Tabla 4, muestra la estadística descriptiva resumida de todos los datos de las Tablas 1 y 2; en total son 288 mediciones del tiempo y 288 mediciones de la distancia.

Tabla 4. Descriptiva de los datos a 45° y 60°

Estadísticos Descriptivos

	N	Media	Desviación Standard (DS)	Mínimo	Máximo
Tiempo	288	13,7910	44,44846	,10	200,00
Distancia	288	16,0979	13,33896	,00	30,00

V.1.2 Análisis de la normalidad

Seguidamente mostramos la tabla con las pruebas de normalidad para demostrar que todos los datos de este estudio no cumplían los criterios de normalidad y por lo tanto se utilizaron pruebas no paramétricas en todas las comparaciones. (**Tabla.5**)

Tabla 5. Pruebas de normalidad de Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk

Pruebas de normalidad

		Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Tiempo	Sin Orthospeed	,391	144	,000	,474	144	,000
	Orthospeed	,138	144	,000	,865	144	,000
Distancia	Sin Orthospeed	,258	144	,000	,741	144	,000
	Orthospeed	,446	144	,000	,597	144	,000

a Corrección de la significación de Lilliefors

También se mostrarán las tablas con la comparación de rangos en casos dudosos de significación (donde las medias o medianas indican una gran diferencia pero en realidad no la hay) en las pruebas no paramétricas de los Test de Mann-Whitney y Test de Kruskal Wallis respectivamente. (**Tabla.6**)

Tabla 6. Comparación de rangos de todos los datos según el compuesto

Rangos

	Compuesto	N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	144	201,91	29074,50
	Orthospeed	144	87,09	12541,50
	Total	288		
Distancia	Sin Orthospeed	144	106,76	15373,50
	Orthospeed	144	182,24	26242,50
	Total	288		

Estos rangos muestran que el compuesto tiene el menor tiempo de deslizamiento y la mayor cantidad de distancia recorrida, lo que indicaría que al utilizar Orthospeed® se produce menos fricción que cuando no se utilizó en los casos controles.

V.2 Comparación estadística de la muestra total

V.2.1 Comparación con/sin compuesto

La Tabla 7, muestra la comparación estadística entre alambres con y sin Orthospeed® de todos los datos obtenidos en las tablas 1 y 2 (muestras a 45° y 60°) y su respectiva distribución en la Gráfica 1 para tener una visión amplia de la acción del compuesto.

Tabla 7. Comparación estadística entre alambres con y sin compuesto

Todos		SIN Orthospeed®					CON Orthospeed®					Sig.
	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
T	144	27.3	0.73	61.3	0.20	200.0	0.31	0.30	0.10	0.10	0.87	***
D	144	9.62	4.20	11.3	0.00	30.0	22.6	30.0	12.0	0.20	30.0	***

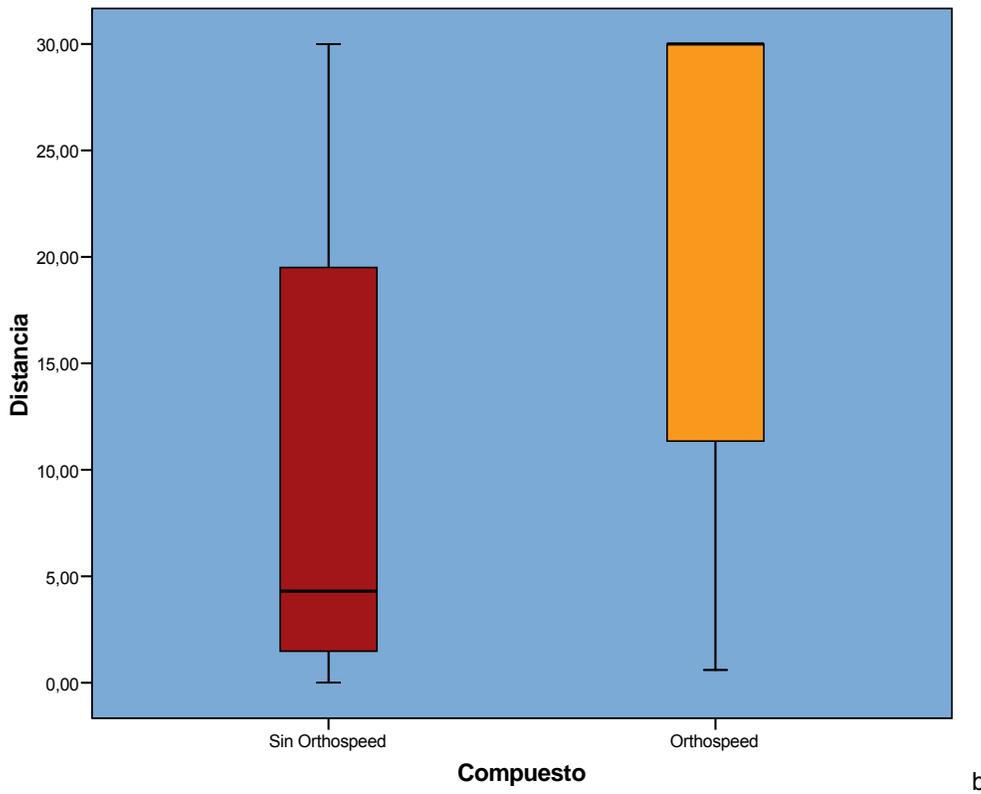
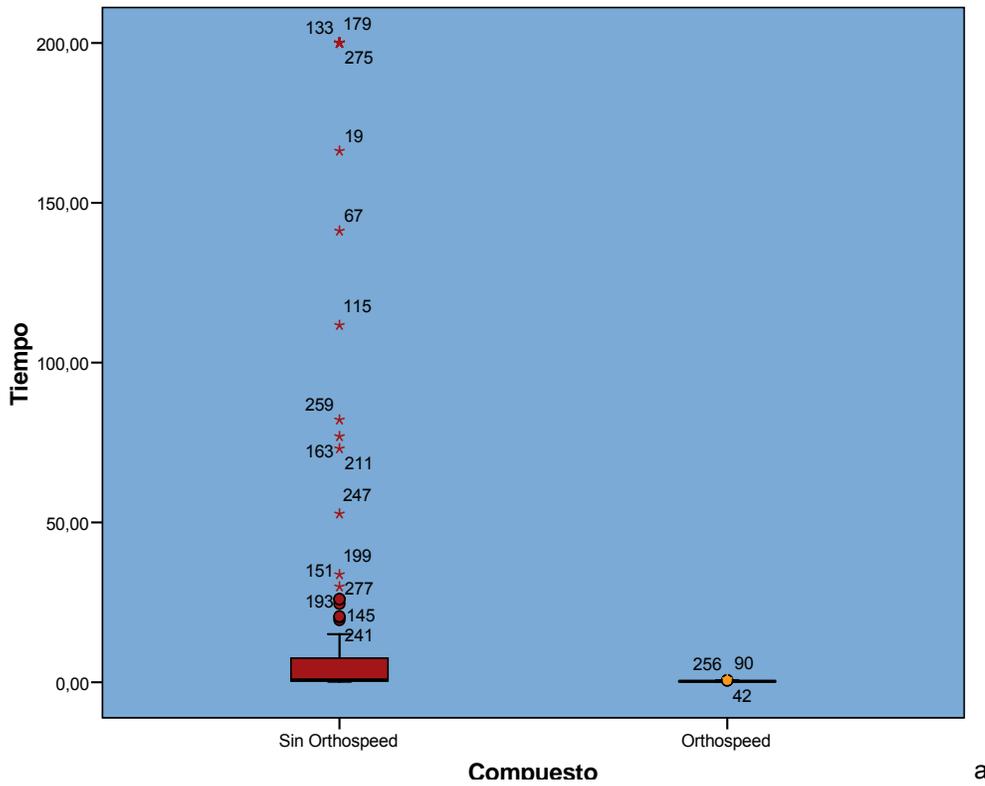
T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo

La Prueba de Mann-Whitney, demostró diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y la distancia de deslizamiento cuando se utilizó el compuesto. Lo cual indica que cuando se utiliza el Orthospeed®, se disminuye la fricción en las todas pruebas.

Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste(a)		
	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	2101,500	4933,500
W de Wilcoxon	12541,500	15373,500
Z	-11,722	-8,071
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,000

a Variable de agrupación: Compuesto



Gráfica 1. Distribución del Tiempo y la Distancia con/sin Orthospeed® de todos los datos.

V.3 Comparación estadística entre alambres a 45°

V.3.1 Comparación con/sin compuesto general.

La Tabla 8 y la Gráfica 2 nos muestran las comparaciones de todos los datos Con y Sin Orthospeed® a 45° y su respectiva distribución. En estas comparaciones no se tienen en cuenta el calibre ni la aleación del alambre, tampoco el tipo de ligadura.

Tabla 8. Comparación entre todos los datos a 45°

45°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	N°	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	P
T	72	37.64	0.63	74.9	0.28	200.0	0.30	0.30	0.09	0.2	0.60	***
D	72	8.15	3.50	10.6	0.00	30.0	21,61	30.0	12.5	0.2	30.0	***

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana.
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes, muestra diferencias estadísticamente significativas entre los grupos, tanto para el tiempo como para la distancia de deslizamiento. Esto indica que el compuesto disminuye la fricción en este tipo de angulaciones.

Rangos

Compuesto		N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	72	102,01	7344,50
	Orthospeed	72	42,99	3095,50
	Total	144		
Distancia	Sin Orthospeed	72	52,76	3798,50
	Orthospeed	72	92,24	6641,50
	Total	144		

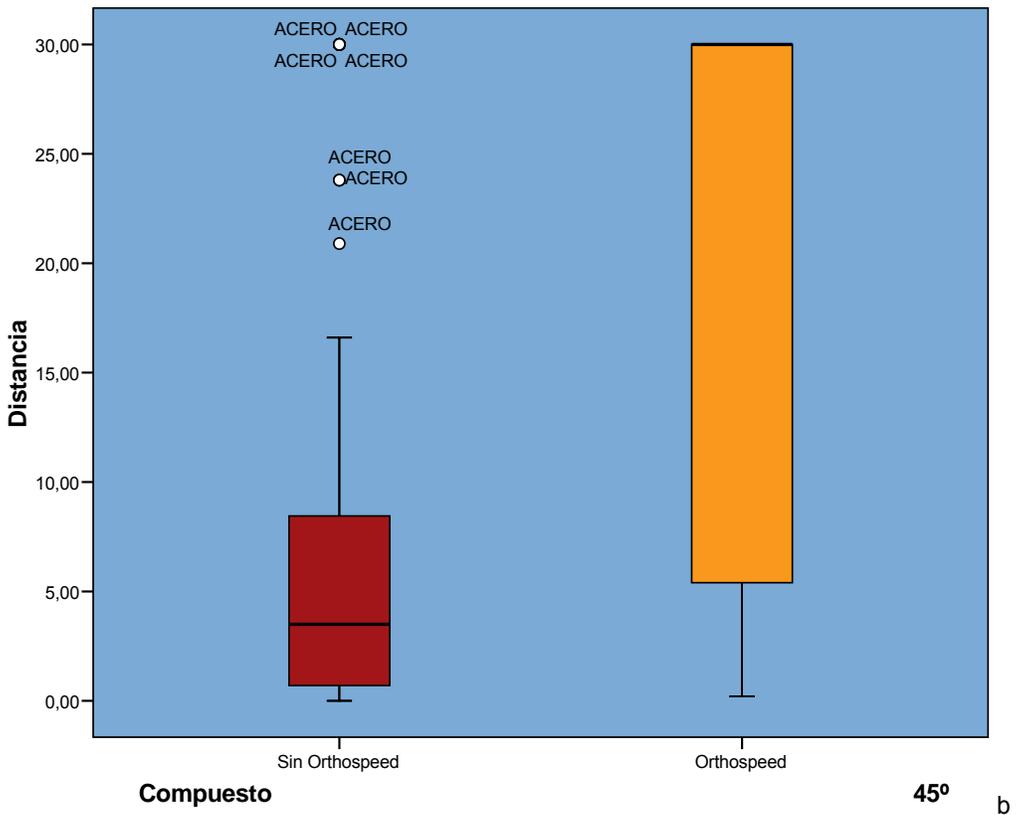
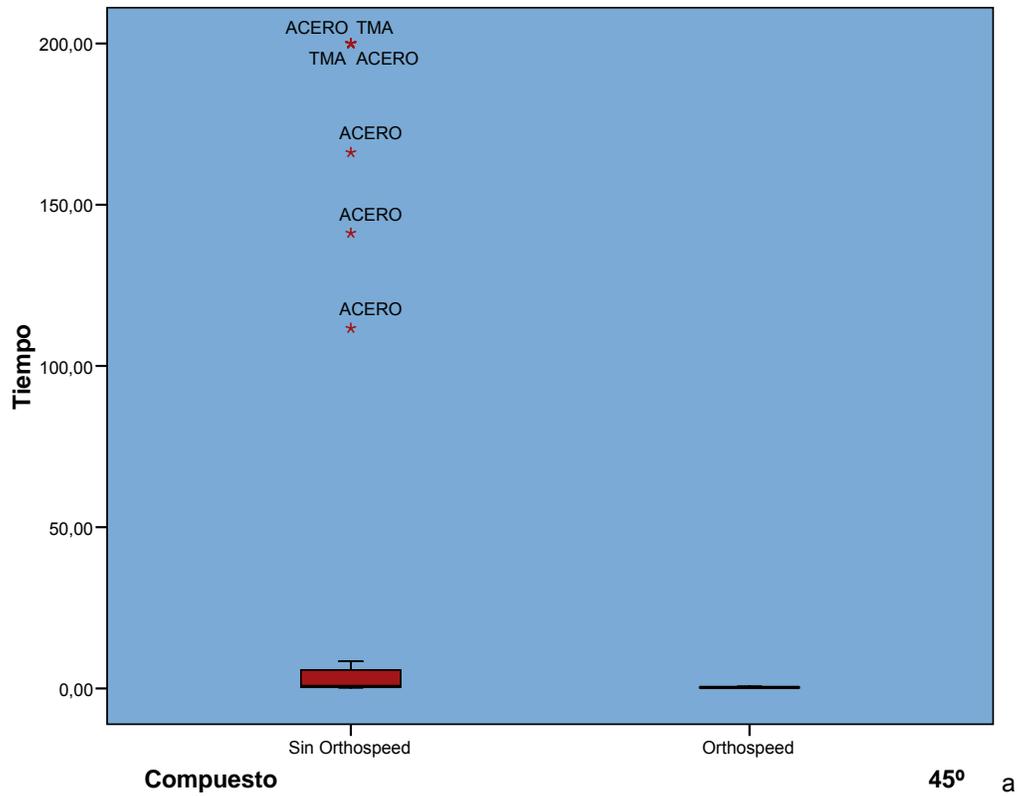


Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	467,500	1170,500
W de Wilcoxon	3095,500	3798,500
Z	-8,511	-5,898
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,000

a Variable de agrupación: Compuesto.



Gráfica 2. Distribución del tiempo (a) y la distancia (b) en alambres a 45°.

V.3.2 Comparación con/sin Compuesto entre alambres 0.020"

La Tabla 9 y la Gráfica 3 nos muestran la comparación estadística y la distribución de alambres de 0.020" según se utilizó o no el compuesto, no se tiene en cuenta la aleación del alambre, tampoco el tipo de ligadura.

Tabla 9. Comparaciones del compuesto entre alambres de 0.020"

45°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	N°	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	p
T	27	23.33	0.50	63.7	0.28	200.0	0.26	0.25	0.07	0.20	0.40	***
D	27	8.81	4.50	10.8	0.00	30.0	19.9	30.0	12.7	1.50	30.0	**

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana.
p: significancia, *: p≤0.05, **: p≤0.01, ***: p≤0.001, ns: no significativo.

La comparación estadística nos muestra un resultado estadísticamente significativo para el tiempo y distancia de deslizamiento. Esto indica que en alambres de 0.020" se disminuye la fricción de los alambres de forma significativa cuando se utiliza Orthospeed®.

Rangos

	Compuesto	N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	27	39,24	1059,50
	Orthospeed	27	15,76	425,50
	Total	54		
Distancia	Sin Orthospeed	27	21,56	582,00
	Orthospeed	27	33,44	903,00
	Total	54		

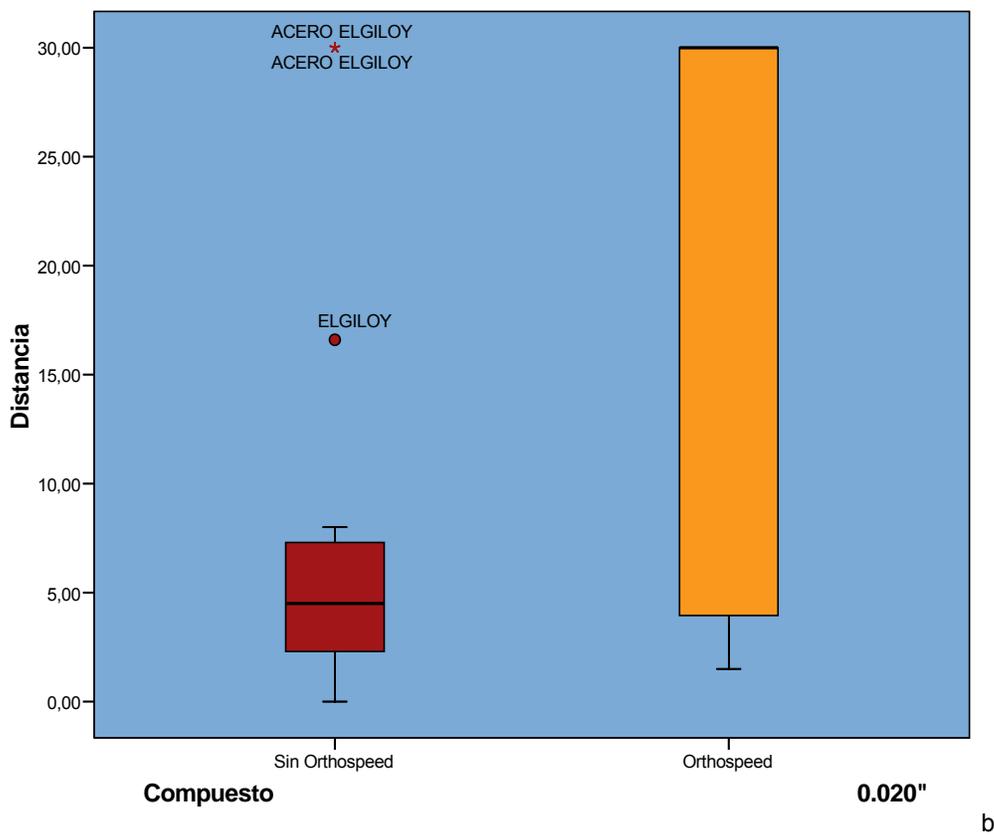
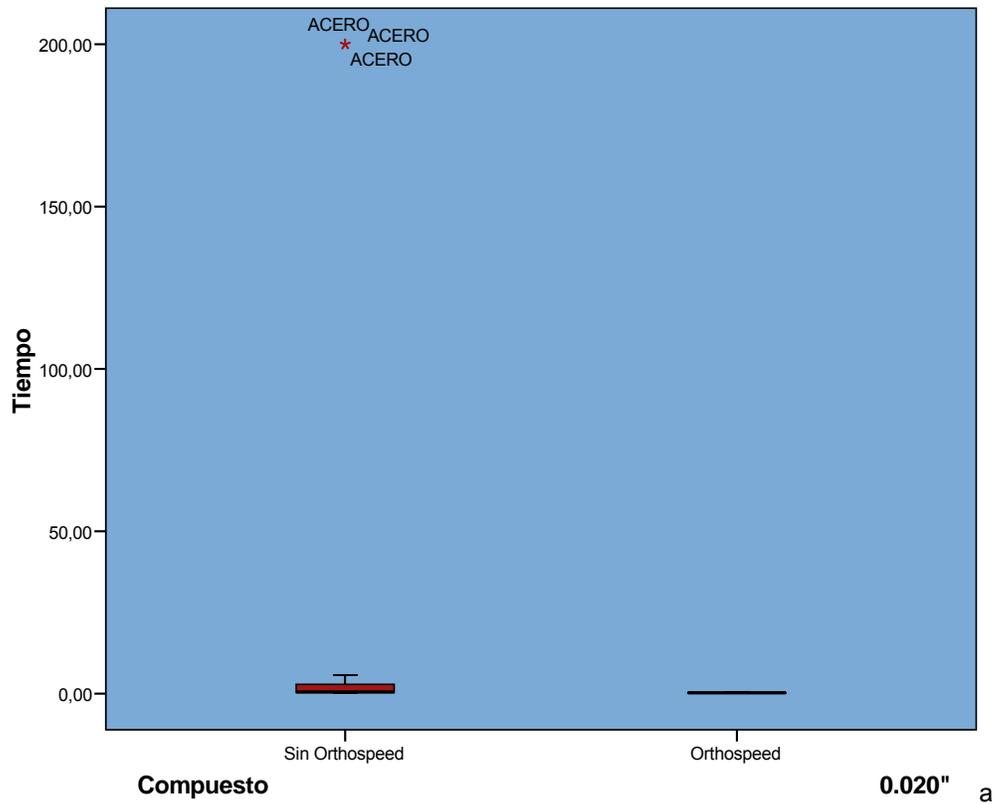


Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste(a)

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	47,500	204,000
W de Wilcoxon	425,500	582,000
Z	-5,521	-2,862
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,004

a Variable de agrupación: Compuesto



Gráfica 3. Distribución del tiempo (a) y la distancia (b) en alambres a de 0.020" a 45°.

A) Comparación del compuesto en distintas aleaciones del calibre 0.020”

Anteriormente en la comparación del alambre 0.020” (todas las aleaciones) habíamos encontrado significancias en el tiempo y distancia de deslizamiento, para poder ver detalladamente cuál de las aleaciones se comporta mejor en presencia del compuesto procedemos a realizar las comparaciones en cada tipo de aleación y encontramos lo siguiente:

Las Tablas 10, 11 y 12, nos muestran la acción del compuesto en los tres tipos de aleaciones en alambres de 0.020”.

Tabla 10. Aleaciones de acero

45°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	P
T	9	67.8	2.90	99.2	0.30	200.0	0.24	0.20	0.09	0.20	0.40	***
D	9	12.3	6.50	13.6	0.00	30.0	26.3	30.0	7.38	11.0	30.0	*

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.001 para el tiempo y un valor del p de 0.020 para la distancia, lo cual indica que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y distancia de deslizamiento en alambres de acero. Esto indica que el compuesto reduce muy bien la fricción y por lo tanto tenemos un tiempo de deslizamiento más corto y una distancia de deslizamiento mayor que cuando no se utilizó Orthospeed®.

Rangos

	Compuesto	N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	9	13,67	123,00
	Orthospeed	9	5,33	48,00
	Total	18		
Distancia	Sin Orthospeed	9	6,83	61,50
	Orthospeed	9	12,17	109,50
	Total	18		



Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	3,000	16,500
W de Wilcoxon	48,000	61,500
Z	-3,426	-2,332
Sig. asintót. (bilateral)	,001	,020
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,000	,031

a Variable de agrupación: Compuesto

Tabla 12. Aleaciones de Elgiloy

45°	SIN Orthospeed®					CON Orthospeed®					Sig.	
	N°	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	P
T	9	1.87	0.56	3.32	0.50	4.56	0.23	0.23	0.03	0.20	0.30	***
D	9	10.77	4.63	12.8	2.17	25.53	30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	**

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: p≤0.05, **: p≤0.01, ***: p≤0.001, ns: no significativo.

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.000 para el tiempo y un valor del p de 0.002 para la distancia de deslizamiento, lo cual indica que el Orthospeed® reduce significativamente la fricción en alambres de Elgiloy, mejor incluso que en alambres e acero.

Rangos

Compuesto		N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	9	14,00	126,00
	Orthospeed	9	5,00	45,00
	Total	18		
Distancia	Sin Orthospeed	9	6,00	54,00
	Orthospeed	9	13,00	117,00
	Total	18		



Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	,000	9,000
W de Wilcoxon	45,000	54,000
Z	-3,623	-3,164
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,002
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,000(a)	,004(a)

a Variable de agrupación: Compuesto

Tabla 12. Aleaciones de TMA

45°		SIN Orthospeed®					CON Orthospeed®					Sig.
	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
T	9	0.35	0.34	0.05	0.28	0.44	0.31	0.32	0.04	0.25	0.37	ns
D	9	3.38	3.50	2.01	0.20	6.60	3.27	3.70	0.97	1.50	4.30	ns

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana.
 p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.097 para el tiempo y un valor del p de 0.791 para la distancia de deslizamiento; esto indica que no existen diferencias estadísticamente significativas para ambos, por lo tanto, el compuesto no disminuye la fricción en alambres de 0.018” de TMA.

Rangos

Compuesto		N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	9	11,56	104,00
	Orthospeed	9	7,44	67,00
	Total	18		
Distancia	Sin Orthospeed	9	9,83	88,50
	Orthospeed	9	9,17	82,50
	Total	18		



Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)		
	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	22,000	37,500
W de Wilcoxon	67,000	82,500
Z	-1,660	-,265
Sig. asintót. (bilateral)	,097	,791
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,113	,796

a Variable de agrupación: Compuesto

Los resultados indican que utilizando Orthospeed® en alambres de 0.020", se disminuye la fricción más eficazmente en alambres Elgiloy; seguido de alambres de acero, mientras que no tiene efectos estadísticamente significativos en alambres de TMA de 0.018". Como podemos observar, la comparación del producto presentó significancias parecidas en el tiempo de los dos alambres (acero y Elgiloy), pero la distancia recorrida por los alambres Elgiloy fue mejor en todas las pruebas. Por lo tanto, la mejor combinación alambre – Orthospeed® en alambres de 0.020" se da con aleaciones de Elgiloy.

Por otra parte, hay que tener presente que en aleaciones de acero, tenemos el mayor tiempo máximo de deslizamiento (200 segundos) y al colocar Orthospeed® reducimos el tiempo máximo (0.40 segundos), esto sugiere, que si antes no se producía deslizamiento debido a la alta fricción, al agregar el producto se venció cualquier tipo de fricción presente y el movimiento se hizo libre y constante. Por lo tanto, si la combinación del compuesto con aleaciones de Elgiloy disminuyó el tiempo de deslizamiento; en alambres de acero ligados convencionalmente no solo se disminuyó el tiempo, sino que también se venció la alta fricción estática que impedía el inicio el movimiento.

En alambres de TMA, al utilizar el compuesto, se observa que no se disminuye la fricción, ya que el tiempo y distancia de deslizamiento son similares, esto indicaría que el uso de Orthospeed® en alambres de TMA de 0.018" no es eficaz como en los otros dos analizados.

V.3.3 Comparación con/sin Compuesto entre alambres 19x25

La Tabla 13 y Gráfica 4 nos muestran la comparación estadística y su respectiva distribución general entre alambres de 0.019x0.025” según se utilizó o no compuesto.

Tabla 13. Comparación del compuesto entre alambres de 0.019x0.025”

45°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	N°	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	
T	27	53.72	1.25	83.7	0.31	200.0	0.30	0.31	0.07	0.20	0.44	***
D	27	8.76	5.80	10.3	0.00	30.0	20.3	30.0	13.9	0.20	30.0	**

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: p≤0.05, **: p≤0.01, ***: p≤0.001, ns: no significativo.

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.000 para el tiempo y un valor del p de 0.004 para la distancia, lo cual indica que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y distancia de deslizamiento de alambres de 0.019x0.025”.

Rangos

	Compuesto	N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	27	39,50	1066,50
	Orthospeed	27	15,50	418,50
	Total	54		
Distancia	Sin Orthospeed	27	21,50	580,50
	Orthospeed	27	33,50	904,50
	Total	54		

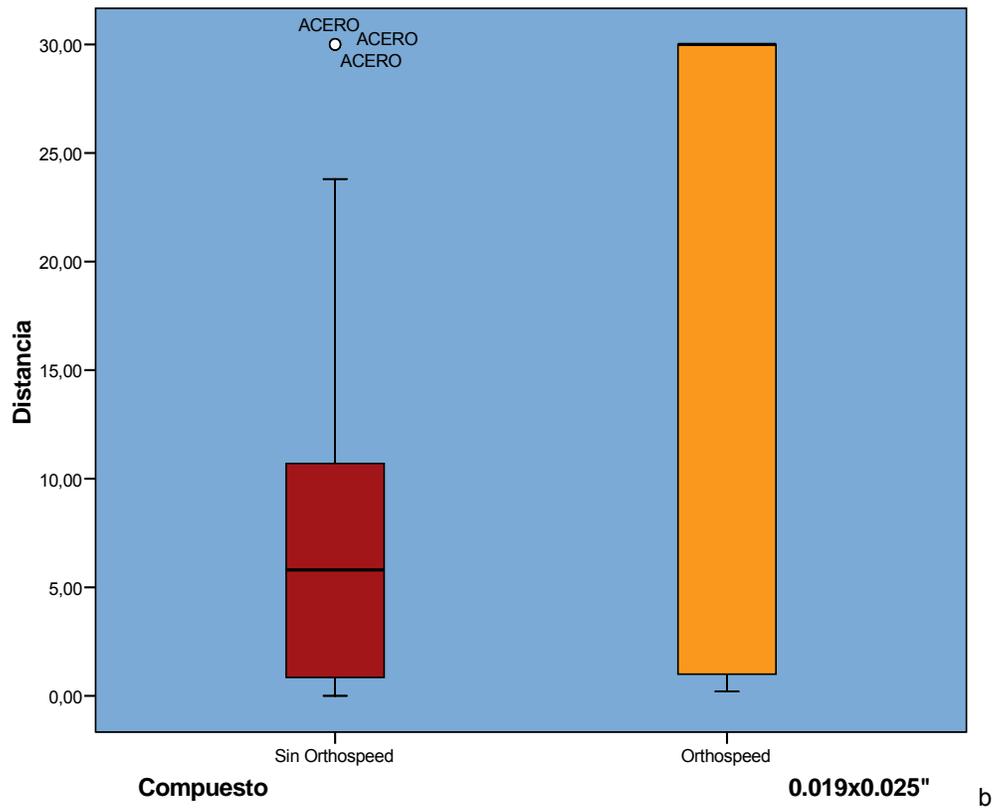
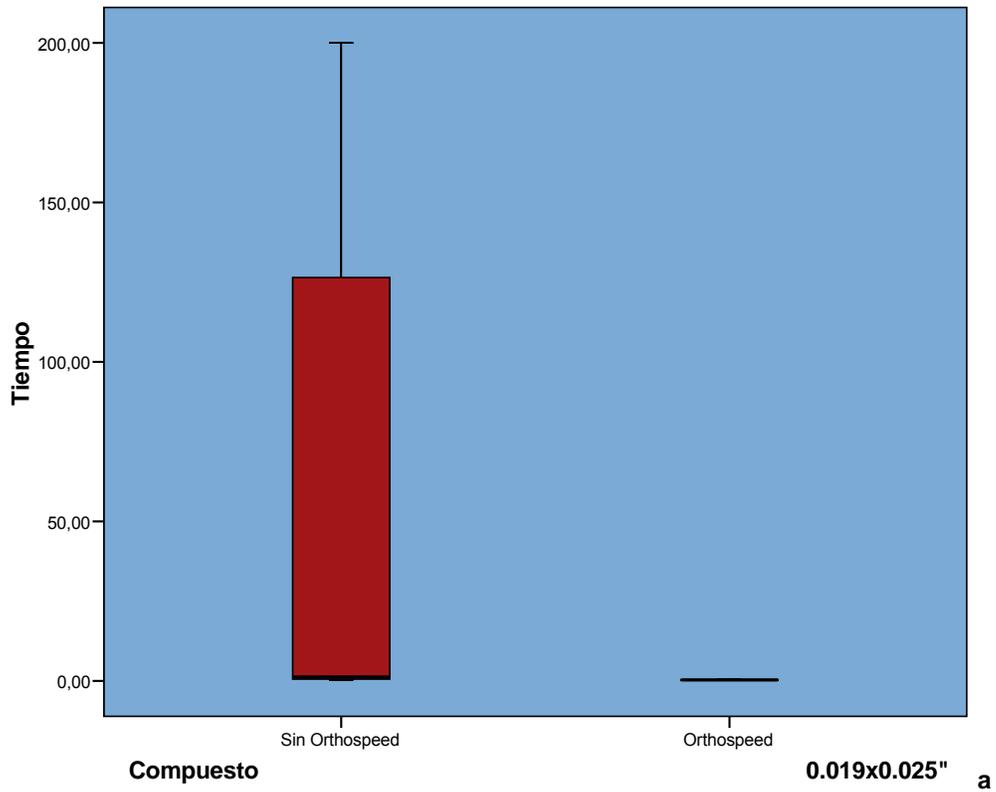


Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	40,500	202,500
W de Wilcoxon	418,500	580,500
Z	-5,621	-2,890
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,004

a Variable de agrupación: Compuesto



Gráfica 4. Distribución del tiempo (a) y la distancia (b) en alambres 0.019x0.025".

A) Comparación del compuesto en distintas aleaciones del calibre 0.019x0.025”

Para poder encontrar que tipo de aleación funciona mejor en combinación con el compuesto en alambres de 0.019x0.025”, hicimos las siguientes comparaciones. Las Tablas 14, 15 y 16, nos muestran la acción del compuesto en las distintas aleaciones de alambres de 0.019x0.025”.

Tabla 14. Aleaciones de acero

45°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	Nº	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	p
T	9	46.7	2.53	79.7	0.80	139.7	0.21	0.20	0.02	0.20	0.23	***
D	9	20.5	22.8	10.8	8.77	30.0	30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	**

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: p≤0.05, **: p≤0.01, ***: p≤0.001, ns: no significativo.

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.000 para el tiempo y un valor del p de 0.004 para la distancia, lo cual indica que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y distancia de deslizamiento en alambres de acero.

Rangos

	Compuesto	N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	9	14,00	126,00
	Orthospeed	9	5,00	45,00
	Total	18		
Distancia	Sin Orthospeed	9	6,50	58,50
	Orthospeed	9	12,50	112,50
	Total	18		



Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)		
	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	,000	13,500
W de Wilcoxon	45,000	58,500
Z	-3,742	-2,842
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,004
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,000	,014

a Variable de agrupación: Compuesto

Tabla 15. Aleaciones de Elgiloy

45°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
T	9	2.21	0.83	2.69	0.50	5.32	0.34	0.33	0.56	0.29	0.40	***
D	9	5.17	5.90	3.23	1.63	7.97	30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	***

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
 p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.001 para el tiempo y un valor del p de 0.000 para la distancia, esto indica que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y la distancia de deslizamiento en alambres de Elgiloy. Por lo tanto, la acción del Orthospeed® de disminuir la fricción es mejor que en alambres de acero.

Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	1,500	,000
W de Wilcoxon	46,500	45,000
Z	-3,449	-3,821
Sig. asintót. (bilateral)	,001	,000
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,000	,000

a Variable de agrupación: Compuesto

Tabla 16. Aleaciones de TMA

45°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	N	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
T	9	111.3	200.0	105.2	0.31	200.0	0.35	0.37	0.04	0.28	0.41	ns
D	9	0.58	0.00	1.03	0.00	3.10	1.03	0.90	0.96	0.20	3.50	ns

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
 p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.066 para el tiempo y un valor del p de 0.074 para la distancia, lo cual indica que no existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y la distancia de deslizamiento en alambres de TMA.

Rangos

Compuesto		N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	9	11,78	106,00
	Orthospeed	9	7,22	65,00
	Total	18		
Distancia	Sin Orthospeed	9	7,28	65,50
	Orthospeed	9	11,72	105,50
	Total	18		



Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	20,000	20,500
W de Wilcoxon	65,000	65,500
Z	-1,839	-1,789
Sig. asintót. (bilateral)	,066	,074
Sig. exacta [2* (Sig. unilateral)]	,077	,077

a Variable de agrupación: Compuesto

Al igual que en alambres de 0.020" parece ser que el compuesto funciona mejor en combinación con alambres Elgiloy, seguido de alambres de acero y sin ningún efecto sobre alambres de TMA. Por lo tanto, la mejor combinación con Orthospeed® sería con alambres Elgiloy en alambres 0.019x0.025".

También se puede observar que al aumentar el calibre de los alambres de 0.020" a 0.019x0.025", la acción de compuesto nos brinda resultados más significativos, aún incluso en alambres de TMA, esto nos lleva a pensar, que al aumentar el calibre de los alambres se disminuye la fricción cuando está presente el Orthospeed®.

V.3.4 Comparación con/sin Compuesto entre alambres 21x25

La Tabla 17 y Gráfica 5, nos muestran la comparación estadística y su respectiva distribución del compuesto entre alambres 0.021x0.025", no sé tiene en cuenta el tipo de aleación y ligadura.

Tabla 17. Comparación según el compuesto de alambres 0.021x0.025".

45°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	N°	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	
T	18	34.96	0.53	75.9	0.31	200.0	0.37	0.34	0.12	0.20	0.60	***
D	18	6.24	1.50	11.0	0.00	30.0	26.1	30.0	8.88	6.50	30.0	***

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: p≤0.05, **: p≤0.01, ***: p≤0.001, ns: no significativo.

La comparación estadística nos muestra un resultado estadísticamente significativo para el tiempo y la distancia de deslizamiento, lo cual indica que el Orthospeed® reduce significativamente la fricción en alambres de 0.021x0.025".

Rangos

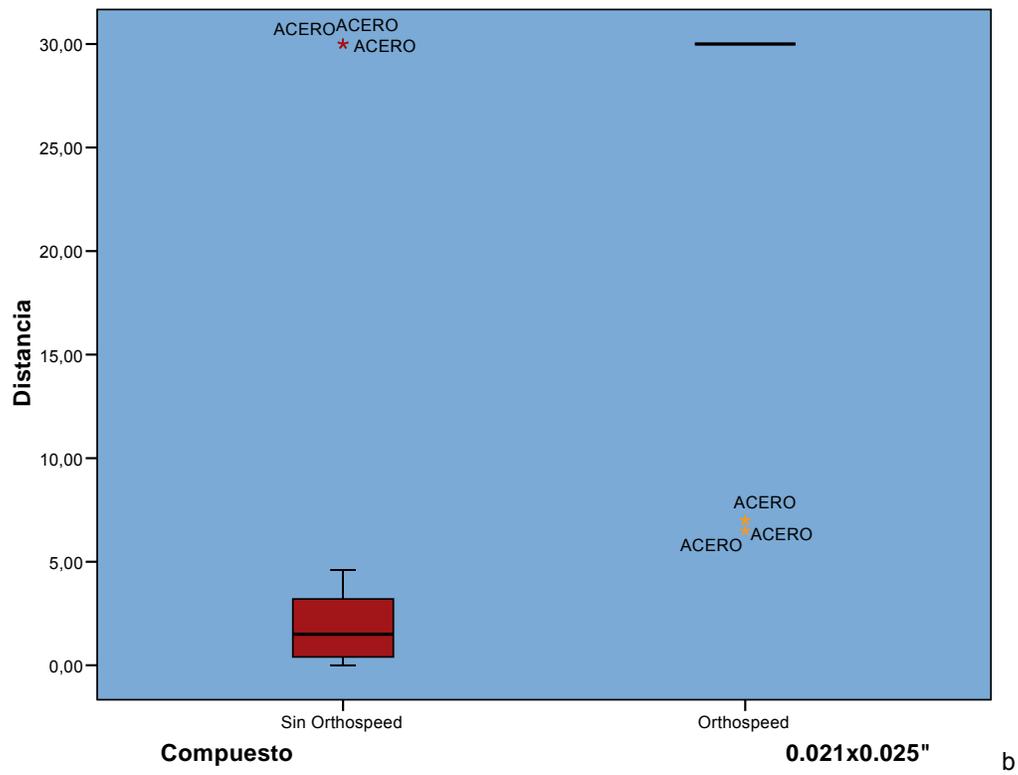
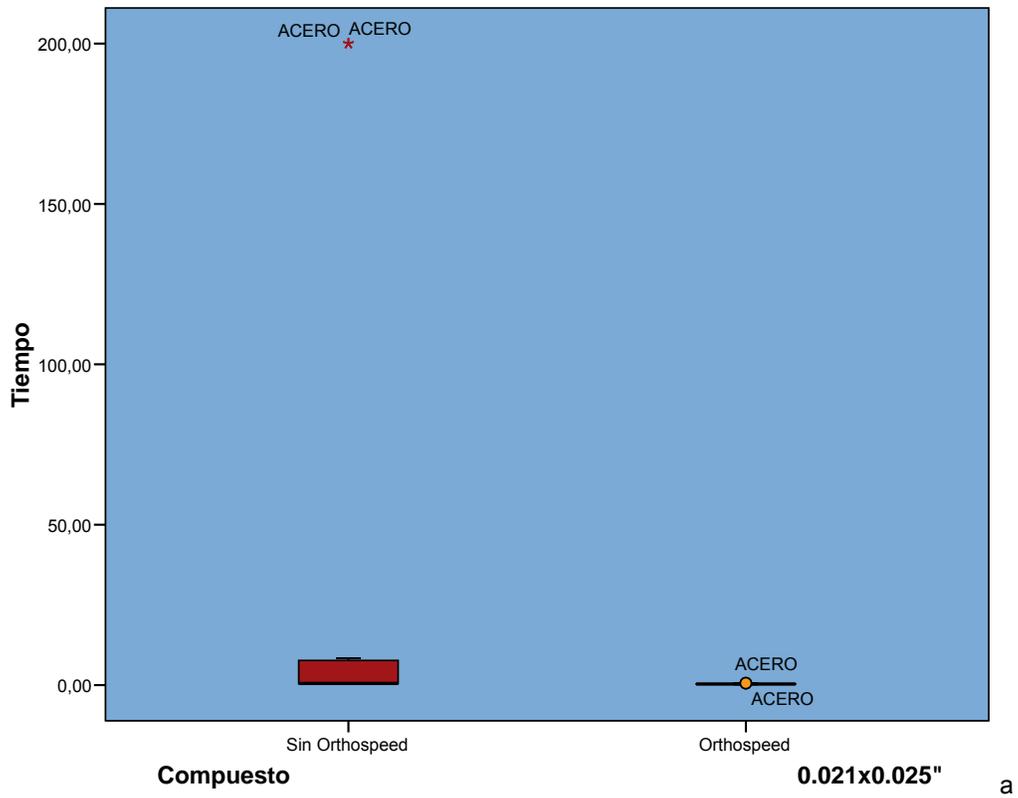
Compuesto		N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	18	24,72	445,00
	Orthospeed	18	12,28	221,00
	Total	36		
Distancia	Sin Orthospeed	18	11,25	202,50
	Orthospeed	18	25,75	463,50
	Total	36		



Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)		
	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	50,000	31,500
W de Wilcoxon	221,000	202,500
Z	-3,552	-4,416
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,000
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,000	,000

a Variable de agrupación: Compuesto



Gráfica 5. Distribución del tiempo(a) y la distancia (b) en alambres 0.021x0.025".

A) Comparación del compuesto en distintas aleaciones del calibre 0.021x0.025”

Las tablas 18 y 19, nos muestran la acción del compuesto en las distintas aleaciones en alambres de 0.021x0.025”.

Tabla 18. Aleaciones de acero

60°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	N°	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
T	9	69.4	7.83	113.1	0.43	200.0	0.37	0.27	0.17	0.27	0.57	**
D	9	11.0	3.00	16.5	0.00	30.0	22.3	30.0	13.4	6.83	30.0	*

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: p≤0.05, **: p≤0.01, ***: p≤0.001, ns: no significativo

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.004 para el tiempo y un valor del p de 0.033 para la distancia, lo cual indica que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y la distancia de deslizamiento en alambres de acero. Por lo tanto, el compuesto tiene gran efecto en disminuir la fricción de alambres de acero de 0.021x0.025” sobre todo en el tiempo de deslizamiento.

Rangos

Compuesto		N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	9	13,06	117,50
	Orthospeed	9	5,94	53,50
	Total	18		
Distancia	Sin Orthospeed	9	7,00	63,00
	Orthospeed	9	12,00	108,00
	Total	18		



Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)		
	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	8,500	18,000
W de Wilcoxon	53,500	63,000
Z	-2,852	-2,134
Sig. asintót. (bilateral)	,004	,033
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,003(a)	,050(a)

a Variable de agrupación: Compuesto

Tabla 19. Aleaciones de Elgiloy

60°		SIN Orthospeed®					CON Orthospeed®					Sig.
	N°	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
T	9	0.51	0.45	0.12	0.43	0.65	0.38	0.38	0.03	0.35	0.40	*
D	9	1.48	1.70	0.95	0.43	2.30	30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	***

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
 p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.033 para el tiempo y un valor del p de 0.000 para la distancia, lo cual indica que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y la distancia de deslizamiento en alambres de Elgiloy. Por lo tanto, el compuesto Orthospeed® disminuye la fricción significativamente de alambres Elgiloy en alambres de 0.021x0.025” sobre todo en la distancia de deslizamiento.

Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)		
	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	16,500	,000
W de Wilcoxon	61,500	45,000
Z	-2,127	-3,823
Sig. asintót. (bilateral)	,033	,000
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,031(a)	,000(a)

a Variable de agrupación: Compuesto

El análisis de alambres de 0.021x0.025” nos muestra que los alambres de Elgiloy y acero tienen efectos parecidos en disminuir la fricción; la diferencia se ve reflejada en el hecho que los alambres de acero disminuyen muy bien el tiempo de deslizamiento cuando se añade Orthospeed®, mientras que los alambres de Elgiloy aumentan más la distancia de deslizamiento incluso más que los de acero al utilizar el compuesto, lo mismo ocurrió en alambres de 0.020” y 0.019x0.025”.

V.4 Comparación estadística entre alambres a 60°

V.4.1 Comparación con/sin compuesto general.

La Tabla 20 y la Gráfica 6, muestran la comparación estadística según se utilizó o no Orthospeed® de todos los datos en angulaciones a 60° y su respectiva distribución. Esta comparación se realizó sin tener en cuenta los calibres de alambre, el tipo de aleación y el tipo de ligadura.

Tabla 20. Comparación del compuesto en todos los alambres

60°		SIN Orthospeed®					CON Orthospeed®					Sig.
	N°	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	P
T	72	16.92	0.90	42.2	0.20	200.0	0.31	0.30	0.11	0.10	0.87	***
D	72	11.08	4.80	11.8	0.00	30.0	23.5	30.0	11.6	0.40	30.0	***

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

Se observa una gran disminución en la media del tiempo y una mayor distancia recorrida cuando se utilizó el compuesto, esto nos lleva a pensar que existen diferencias estadísticamente significativas entre las muestras.

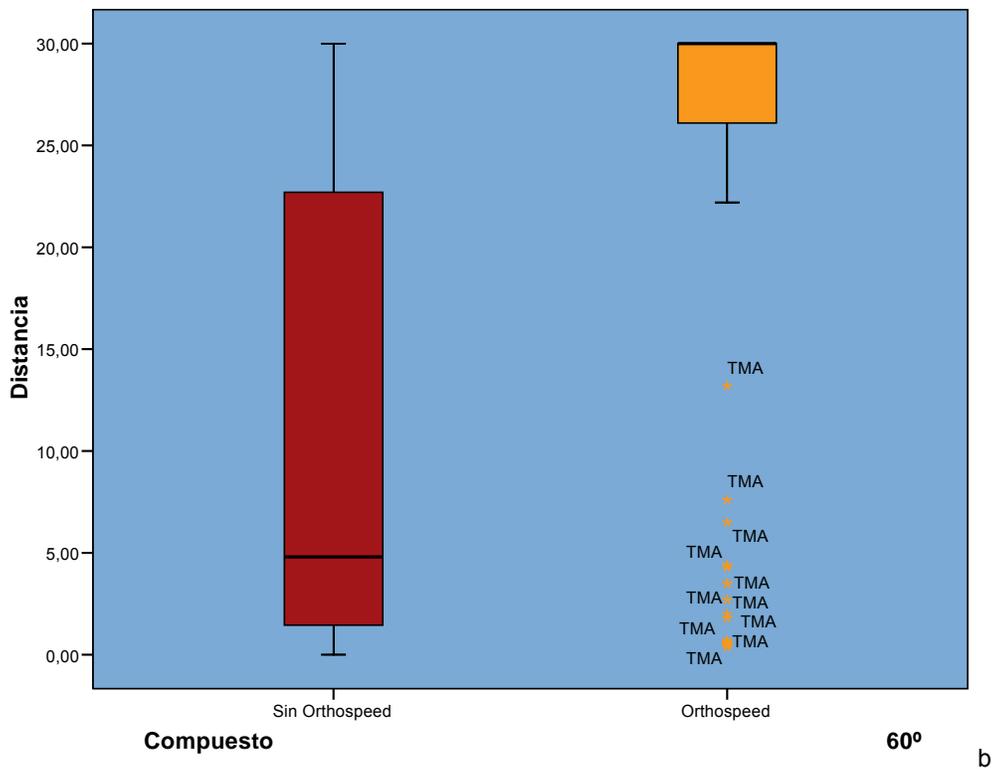
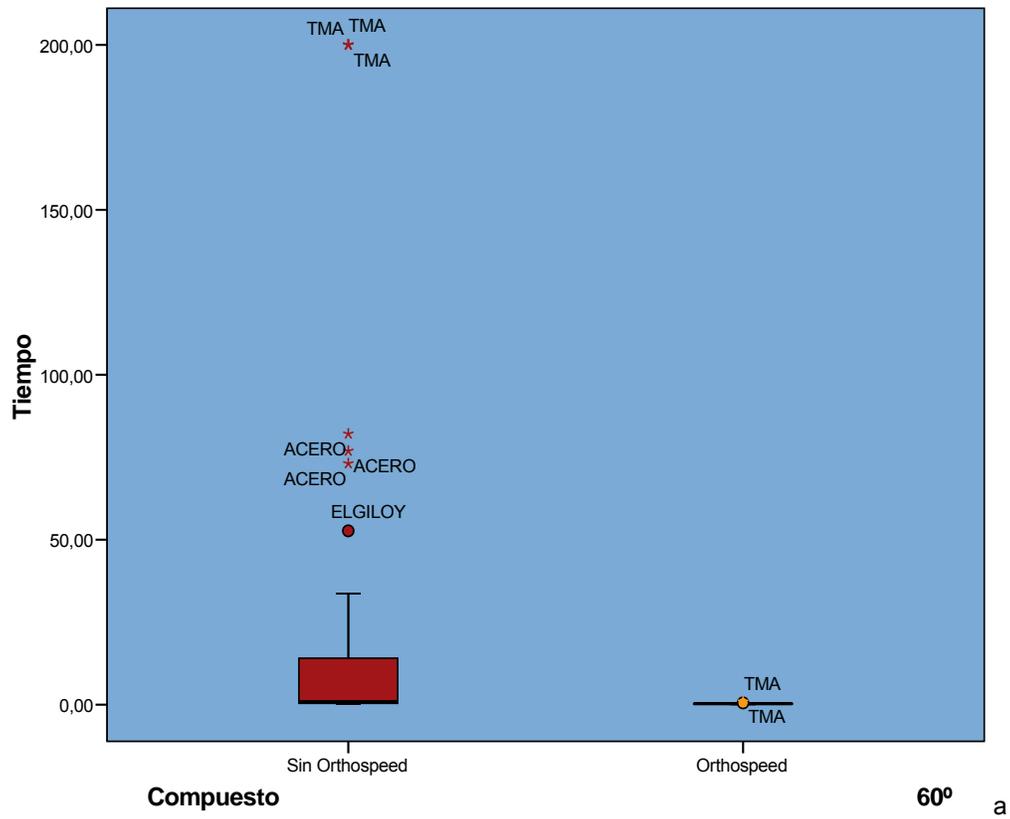
El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.000 para el tiempo y un valor del p de 0.000 para la distancia, lo cual indica que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y la distancia de deslizamiento en las angulaciones a 60°.

Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste(a)

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	581,500	1280,500
W de Wilcoxon	3209,500	3908,500
Z	-8,051	-5,570
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,000

a Variable de agrupación: Compuesto



Gráfica 6. Distribución del tiempo (a) y la distancia (b) utilizando el compuesto a 60°.

V.4.2 Comparación con/sin compuesto entre alambres 0.020”

La Tabla 21 y Gráfica 7, muestran las comparaciones estadísticas del compuesto en alambres de 0.020” y su respectiva distribución espacial. Para esta comparación tomamos los datos de todos los alambres de calibre 0.020” (acero, Elgiloy y TMA) y comparamos según tenga o no compuesto sin interesar que tipo de aleación este presente.

Tabla 21. Comparación del compuesto en alambres de 0.020”

60°		SIN Orthospeed®					CON Orthospeed®					Sig.
	N°	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
T	27	9.28	0.53	13.3	0.30	52.70	0.32	0.30	0.13	0.20	0.87	***
D	27	14.08	7.90	12.3	0.30	30.00	22.8	30.0	11.5	2.00	30.0	*

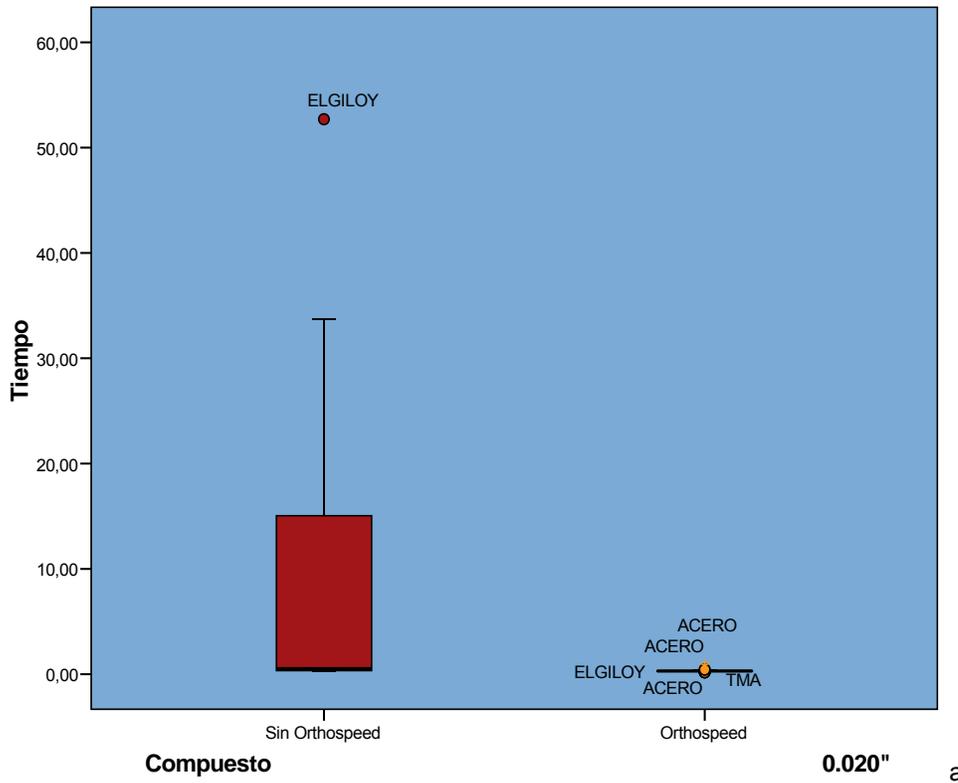
T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.000 para el tiempo y un valor del p de 0.013 para la distancia; esto indica que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y distancia de deslizamiento. Por lo tanto, el Orthospeed® disminuye la fricción de alambres de 0.020” de manera muy eficaz.

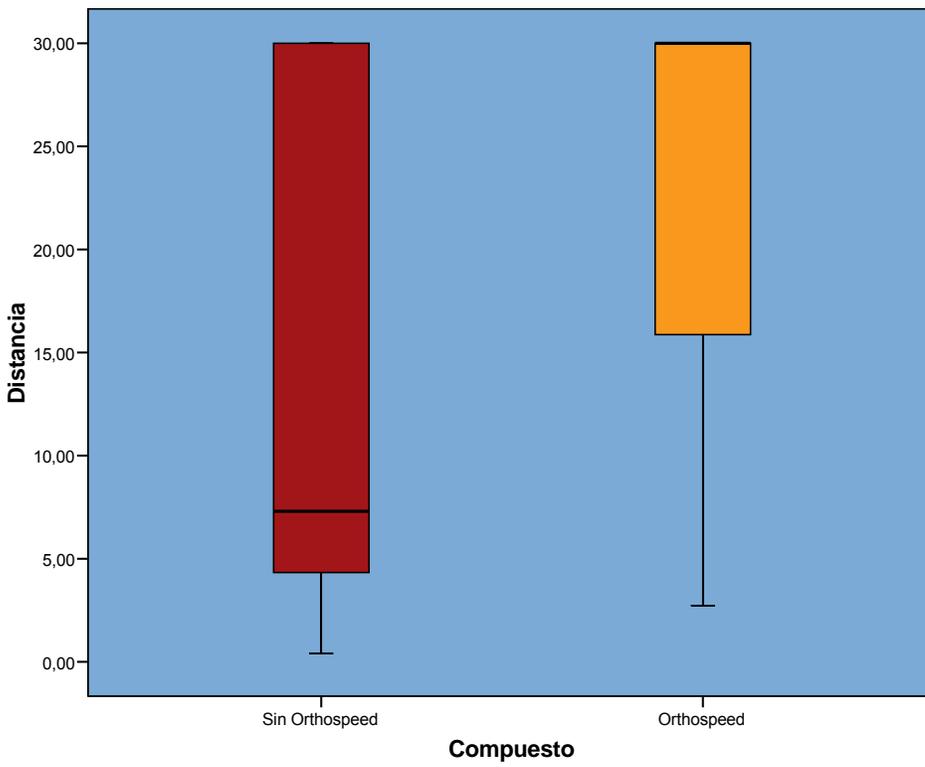
Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)		
	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	84,000	231,000
W de Wilcoxon	462,000	609,000
Z	-4,883	-2,490
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,013

a Variable de agrupación: Compuesto



a



b

Gráfica 7. Distribución del tiempo (a) y la distancia (b) del compuesto en alambres de 0.020".

A) Comparación del compuesto en distintas aleaciones de calibre 0.020"

Las Tablas 22, 23 y 24, nos muestran la acción del compuesto en las distintas aleaciones en alambres de 0.020".

Tabla 22. Aleaciones de acero

60°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	N°	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	p
T	9	11.8	15.0	8.88	0.30	20.60	0.26	0.30	0.05	0.20	0.30	***
D	9	25.4	30.0	6.9	15.00	30.0	30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	ns

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: p≤0.05, **: p≤0.01, ***: p≤0.001, ns: no significativo.

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.001 para el tiempo y un valor del p de 0.067 para la distancia, lo cual indica que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo pero no en la distancia de deslizamiento de alambres de acero. Esto se debe a que en ambas pruebas CON y SIN Orthospeed® la distancia de deslizamiento es similar, solo que cuando utilizamos el compuesto el movimiento se vuelve más rápido. Los rangos dan prueba de la poca diferencia entre las distancias.

Rangos

	Compuesto	N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	9	13,44	121,00
	Orthospeed	9	5,56	50,00
	Total	18		
Distancia	Sin Orthospeed	9	8,00	72,00
	Orthospeed	9	11,00	99,00
	Total	18		



Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	5,000	27,000
W de Wilcoxon	50,000	72,000
Z	-3,247	-1,835
Sig. asintót. (bilateral)	,001	,067
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,001(a)	,258(a)

a Variable de agrupación: Compuesto

Tabla 23. Aleaciones de Elgiloy

60°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	N°	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
T	9	15,5	7.10	18.9	0.34	52.70	0.28	0.30	0.02	0.20	0.30	***
D	9	13.87	7.9	12.2	1.70	30.00	30.0	30.0	0.0	30.0	30.0	**

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.000 para el tiempo y un valor del p de 0.005 para la distancia, lo cual indica que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y distancia de deslizamiento de alambres Elgiloy. Esto indica; que en alambres de Elgiloy, se reduce la fricción significativamente cuando se utiliza el Orthospeed®.

Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	,000	13,500
W de Wilcoxon	45,000	58,500
Z	-3,621	-2,840
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,005
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,000(a)	,014(a)

a Variable de agrupación: Compuesto

Tabla 24. Aleaciones de TMA

60°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	N°	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
T	9	0.51	0.34	0.46	0.31	1.69	0.42	0.35	0.17	0.31	0.87	ns
D	9	2.93	2.90	2.36	0.30	7.60	8.24	4.40	8.83	2.00	30.00	ns

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.755 para el tiempo y un valor del p de 0.077 para la distancia, lo cual indica que no existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y

la distancia de deslizamiento de alambres TMA. Los rangos muestran la ausencia de significancia al hacer las comparaciones.

Rangos

	Compuesto	N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	9	9,11	82,00
	Orthospeed	9	9,89	89,00
	Total	18		
Distancia	Sin Orthospeed	9	7,28	65,50
	Orthospeed	9	11,72	105,50
	Total	18		



Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	37,000	20,500
W de Wilcoxon	82,000	65,500
Z	-,312	-1,769
Sig. asintót. (bilateral)	,755	,077
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,796(a)	,077(a)

a Variable de agrupación: Compuesto

Los resultados muestran que el compuesto disminuye significativamente el tiempo de deslizamiento en alambres de acero y Elgiloy pero la mejor distancia recorrida lo tienen los alambres de Elgiloy.

Por otra parte, vemos que el compuesto no tiene ningún efecto sobre alambres de TMA de 0.018". Por lo tanto, la mejor combinación del Orthospeed® en alambres de 0.020" en angulaciones a 60° sería con alambres Elgiloy seguido de los alambres de acero.

Si comparamos el efecto de la angulación en alambres de 0.020", podemos ver que al aumentar la angulación de 45° a 60°, hay una disminución notoria de la fricción en las aleaciones de acero, mientras que en las aleaciones de Elgiloy y TMA al contrario parece que aumentaría la fricción pero muy levemente.

V.4.3 Comparación con/sin compuesto entre alambres 19x25.

La Tabla 25 y la Gráfica 8, muestra la comparación estadística del compuesto en alambres 0.019x0.025” con angulación de 60° y su respectiva distribución. Para esta comparación cogemos los datos de todos los alambres de calibre 0.019x0.025” (acero, Elgiloy y TMA) y comparamos según tenga o no compuesto sin interesar que tipo de aleación este presente.

Tabla 25. Comparación estadística del compuesto en alambres 0.019x0.025”.

60°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	N°	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
T	27	32.03	0.90	65.8	0.28	200.0	0.29	0.31	0.10	0.10	0.56	***
D	27	8.55	3.60	11.1	0.0	30.0	20.3	30.0	13.9	0.40	30.0	**

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.000 para el tiempo y un valor del p de 0.006 para la distancia, lo cual indica que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y la distancia de deslizamiento de alambres de 0.019x0.025”.

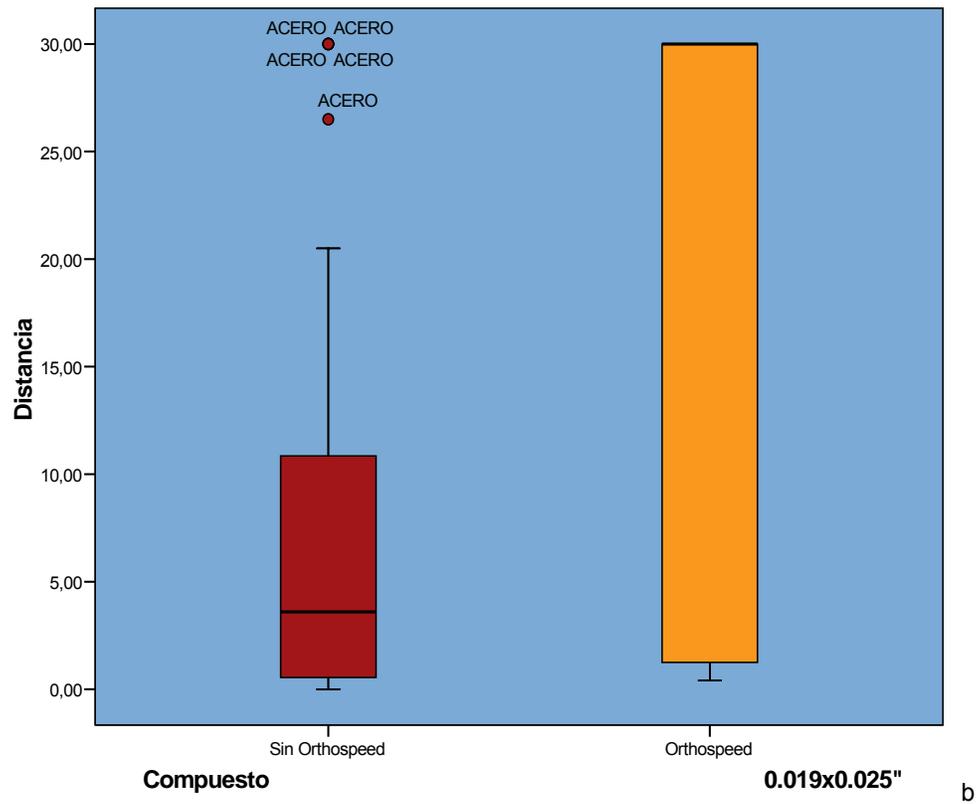
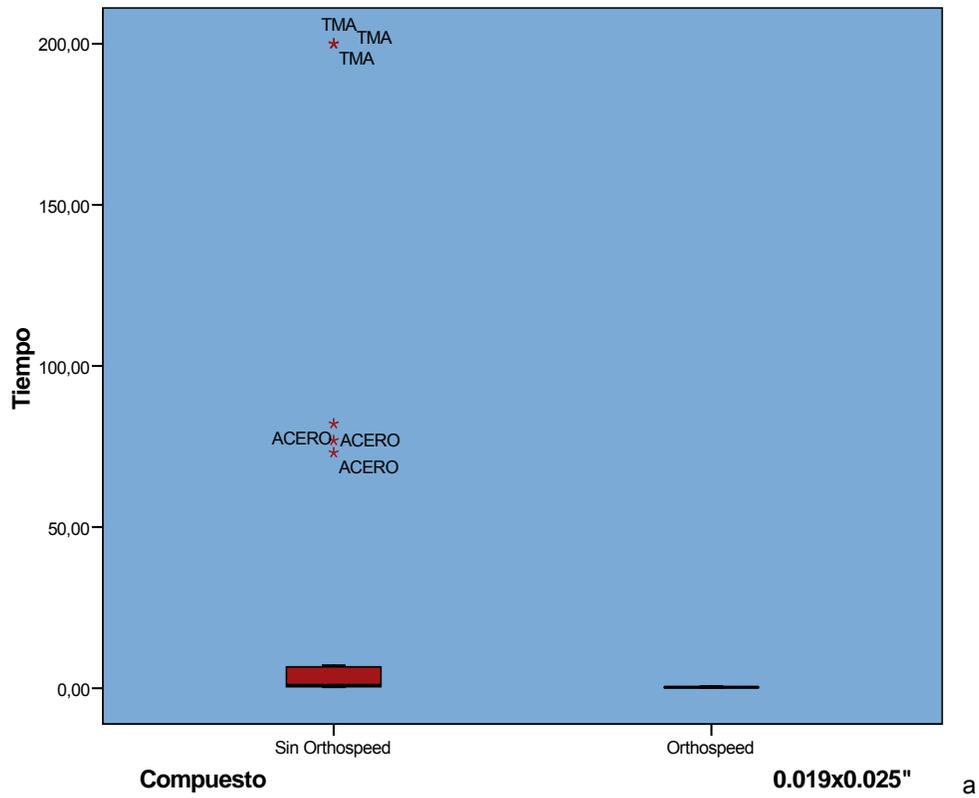
Rangos

Compuesto		N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	27	39,00	1053,00
	Orthospeed	27	16,00	432,00
	Total	54		
Distancia	Sin Orthospeed	27	21,78	588,00
	Orthospeed	27	33,22	897,00
	Total	54		

Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)		
	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	54,000	210,000
W de Wilcoxon	432,000	588,000
Z	-5,383	-2,769
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,006

a Variable de agrupación: Compuesto



Gráfica 8. Distribución del tiempo (a) y la distancia (b) del compuesto en alambres de 0.019x0.025".

A) Comparación del compuesto en aleaciones de alambres 0.019x0.025”

Las tablas 26, 27 y 28, nos muestran la acción del compuesto en las distintas aleaciones en alambres de 0.019x0.025”.

Tabla 26. Aleaciones de acero

60°	SIN Orthospeed®					CON Orthospeed®					Sig.	
	N°	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	p
T	9	27.11	1.70	37.7	0.60	82.10	0.19	0.20	0.03	0.10	0.20	***
D	9	19.87	26.5	12.4	2.00	30.0	30.0	30.0	0.0	30.0	30.0	**

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: p≤0.05, **: p≤0.01, ***: p≤0.001, ns: no significativo.

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.000 para el tiempo y un valor del p de 0.012 para la distancia, lo cual indica que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y distancia de deslizamiento en alambres de acero. Esto nos lleva a pensar, que en estos alambres el compuesto disminuye la fricción de forma muy significativa.

Rangos

Compuesto		N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	9	14,00	126,00
	Orthospeed	9	5,00	45,00
	Total	18		
Distancia	Sin Orthospeed	9	7,00	63,00
	Orthospeed	9	12,00	108,00
	Total	18		



Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	,000	18,000
W de Wilcoxon	45,000	63,000
Z	-3,744	-2,514
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,012
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,000(a)	,050(a)

a Variable de agrupación: Compuesto

Tabla 27. Aleaciones de Elgiloy

60°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	N°	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
T	9	2.04	0.75	2.55	0.28	7.06	0.30	0.31	0.05	0.22	0.37	**
D	9	5.43	5.10	4.01	0.80	13.90	30.0	30.0	0.0	30.0	30.0	***

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
 p: significancia, *: p≤0.05, **: p≤0.01, ***: p≤0.001, ns: no significativo.

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.003 para el tiempo y un valor del p de 0.000 para la distancia, lo cual indica que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y la distancia de deslizamiento de alambres Elgiloy.

Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste(b)

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	6,500	,000
W de Wilcoxon	51,500	45,000
Z	-3,005	-3,821
Sig. asintót. (bilateral)	,003	,000
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,001(a)	,000(a)

a Variable de agrupación: Compuesto

Tabla 28. Aleaciones de TMA

60°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	N°	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
T	9	66.9	0.43	99.80	0.31	200.0	0.39	0.37	0.08	0.31	0.56	ns
D	9	0.38	0.20	0.45	0.00	1.40	1.00	0.60	1.08	0.40	3.50	*

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
 p: significancia, *: p≤0.05, **: p≤0.01, ***: p≤0.001, ns: no significativo.

El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.197 para el tiempo y un valor del p de 0.045 para la distancia de deslizamiento, lo cual indica que no existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo pero si en la distancia de deslizamiento de alambres TMA de 0.019x0.025". Esto se explica por el hecho de que al no utilizar el

compuesto se necesita mucho tiempo para obtener muy poca distancia de deslizamiento, mientras que con Orthospeed® se necesita muy poco tiempo para obtener también muy poca distancia de deslizamiento, entonces éstos tienen efectos parecidos. Los rangos nos demuestran la poca significancia del compuesto es estos alambres.

Rangos

Compuesto		N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	9	11,11	100,00
	Orthospeed	9	7,89	71,00
	Total	18		
Distancia	Sin Orthospeed	9	7,00	63,00
	Orthospeed	9	12,00	108,00
	Total	18		



Prueba de Mann-Whitney

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	26,000	18,000
W de Wilcoxon	71,000	63,000
Z	-1,289	-2,008
Sig. asintót. (bilateral)	,197	,045
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,222	,050

a Variable de agrupación: Compuesto

Las comparaciones estadísticas indican que el compuesto actúa de manera similar en la combinación con los alambres de Elgiloy y acero (efectos parecidos) y no tiene ningún efecto en alambres de TMA.

Al aumentar la angulación de los alambres de 45° a 60° hay una disminución notoria de la fricción en los tres tipos de aleaciones cuando no se utiliza compuesto, lo cual indica que el ángulo de contacto es mínimo en los alambres analizados a 60°.

V.4.4 Comparación con/sin compuesto entre alambres 21x25.

La Tabla 29 y la Gráfica 9, indican la comparación según el compuesto en alambres 0.021x0.025” y su respectiva distribución. Como hicimos en las mediciones anteriores no se tiene en cuenta otras variables, solo se considera la acción del compuesto.

Tabla 29. Comparación del compuesto en alambres 0.021x0.025”.

60°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
T	18	5.69	1.37	9.35	0.20	26.00	0.32	0.31	0.08	0.20	0.47	***
D	18	10.36	3.70	11.9	0.20	30.00	29.6	30.0	1.83	22.2	30.0	***

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana.
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

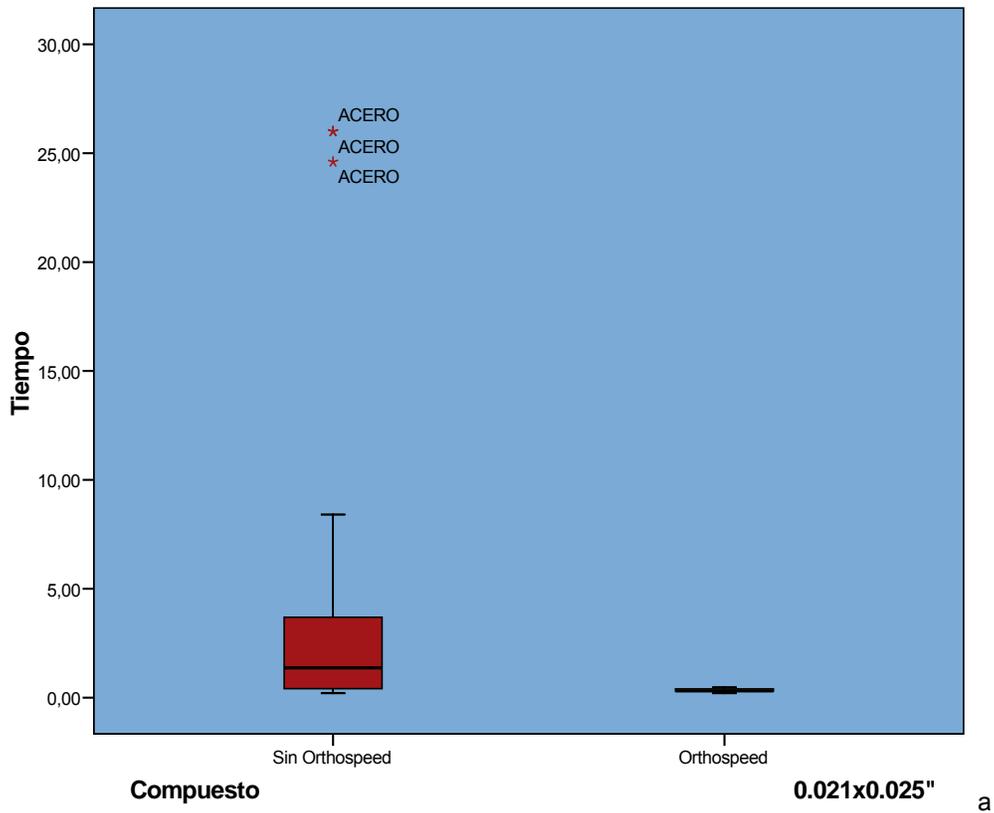
El Test de Mann-Whitney para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.000 para el tiempo y un valor del p de 0.000 para la distancia, lo cual indica que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y la distancia de deslizamiento de alambres 0.021x0.025”.

La comparación estadística indica que el compuesto actúa mejor en los alambres de 0.021x0.025” que en los dos calibres anteriormente medidos, ya que encontramos diferencias estadísticamente significativas para el tiempo y la distancia.

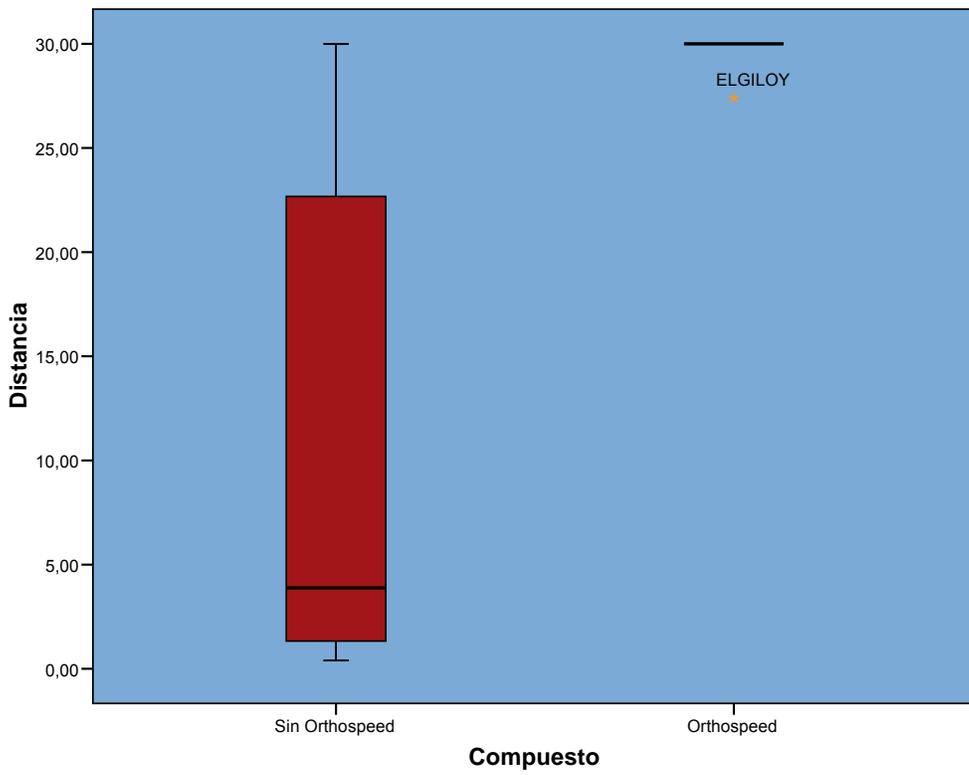
Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste(a)		
	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	48,500	31,500
W de Wilcoxon	219,500	202,500
Z	-3,606	-4,538
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,000
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,000	,000

a. Variable de agrupación: Compuesto



a



b

Gráfica 9. Distribución del tiempo (a) y la distancia (b) del compuesto en alambres de 0.021x0.025".

A) Comparación del compuesto en aleaciones de acero y Elgiloy de alambres 0.021x0.025”

Las Tablas 30 y 31, nos muestran la acción del compuesto en las distintas aleaciones en alambres de 0.021x0.025”.

Tabla 30. Aleaciones de acero

60°	SIN Orthospeed®					CON Orthospeed®					Sig.	
	Nº	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	\bar{x}	Med	DS	Min	Max	p
T	9	9.54	2.80	12.0	0.20	26.0	0.27	0.30	0.07	0.20	0.40	**
D	9	18.72	22.7	11.9	3.50	30.00	30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	**

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: p≤0.05, **: p≤0.01, ***: p≤0.001, ns: no significativo.

La comparación estadística con el Test de Mann-Whitney obtuvo para el tiempo un valor del p de 0.006 y para la distancia un valor del p de 0.004. En este caso, ambas variables llegan hasta la distancia máxima, pero al agregar el compuesto el deslizamiento del bracket fue más rápido.

Rangos

	Compuesto	N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	9	12,89	116,00
	Orthospeed	9	6,11	55,00
	Total	18		
Distancia	Sin Orthospeed	9	6,50	58,50
	Orthospeed	9	12,50	112,50
	Total	18		



Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste

	MT	MD
U de Mann-Whitney	10,000	13,500
W de Wilcoxon	55,000	58,500
Z	-2,752	-2,850
Sig. asintót. (bilateral)	,006	,004
Sig. exacta [2*(Sig. unilaterial)]	,006	,014

Tabla 31. Aleaciones de Elgiloy

60°	SIN Orthospeed®						CON Orthospeed®					Sig.
	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
T	9	1.84	0.44	2.72	0.31	8.41	0.37	0.38	0.05	0.31	0.47	*
D	9	2.00	1.50	1.76	0.20	4.50	29.1	30.0	2.60	22.2	30.0	***

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros, Med: Mediana
 p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

La comparación estadística con el Test de Mann-Whitney, obtuvo para el tiempo un valor del p de 0.050 y para la distancia un valor de 0.000. En este caso, el tiempo de deslizamiento es parecido, por eso las diferencias son mínimas; sin embargo, la distancia de deslizamiento recorrida cuando se agrega el compuesto fue mucho mayor, incluso más que la distancia de los alambres de acero.

Rangos

Compuesto		N	Rango promedio	Suma de rangos
Tiempo	Sin Orthospeed	9	11,94	107,50
	Orthospeed	9	7,06	63,50
	Total	18		
Distancia	Sin Orthospeed	9	5,00	45,00
	Orthospeed	9	14,00	126,00
	Total	18		



Prueba de Mann-Whitney

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
U de Mann-Whitney	18,500	,000
W de Wilcoxon	63,500	45,000
Z	-1,964	-3,746
Sig. asintót. (bilateral)	,050	,000
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,050	,000

a. Variable de agrupación: Compuesto

En estos casos; en alambres de acero es mejor el tiempo (hay disminución) pero la distancia de deslizamiento es parecida, mientras que en alambres Elgiloy el tiempo es parecido pero la distancia de deslizamiento es mayor, con lo cual podemos afirmar que la acción del Orthospeed® es similar de buena en ambas aleaciones.

V.5 Comparación estadística entre calibres de alambres.

Para realizar las comparaciones estadísticas entre calibres se ha dividido a los alambres en dos grupos: el grupo de SIN compuesto y otro de CON compuesto, ya que si los analizamos todos a la vez, podría pasar que el compuesto influya en los resultados finales.

V.5.1 Comparación del calibre de alambres a 45° SIN Orthospeed®

Tabla 32. Comparación del calibre a 45° SIN Orthospeed®

45°		Tiempo						Distancia					
Alambre	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
0.20	27	23.4	0.50	64.3	0.28	200.0	*	8.8	4.70	10.4	0.0	30.0	ns
19x25	27	53.7	1.25	86.6	0.31	200.0		8.8	5.80	10.3	0.0	30.0	
21x25	18	35.0	0.53	75.9	0.37	200.0		6.2	1.50	11.0	0.0	30.0	

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

El Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes, nos da un resultado estadísticamente significativo para el tiempo y no significativo para la distancia de deslizamiento. Esto indica que hay fricción diferencial entre los tres tipos de calibres, siendo el alambre de 0.020" quien produce menos fricción seguido del 0.021x0.025" y por último el de 0.019x0.025" (Gráfica 10).

Rangos

	Calibre del alambre	N	Rango promedio
Media	0.020	27	28,54
Tiempo	0.019x0.025	27	43,56
	0.021x0.025	18	37,86
	Total	72	
Media	0.020	27	39,96
Distancia	0.019x0.025	27	38,17
	0.021x0.025	18	28,81
	Total	72	

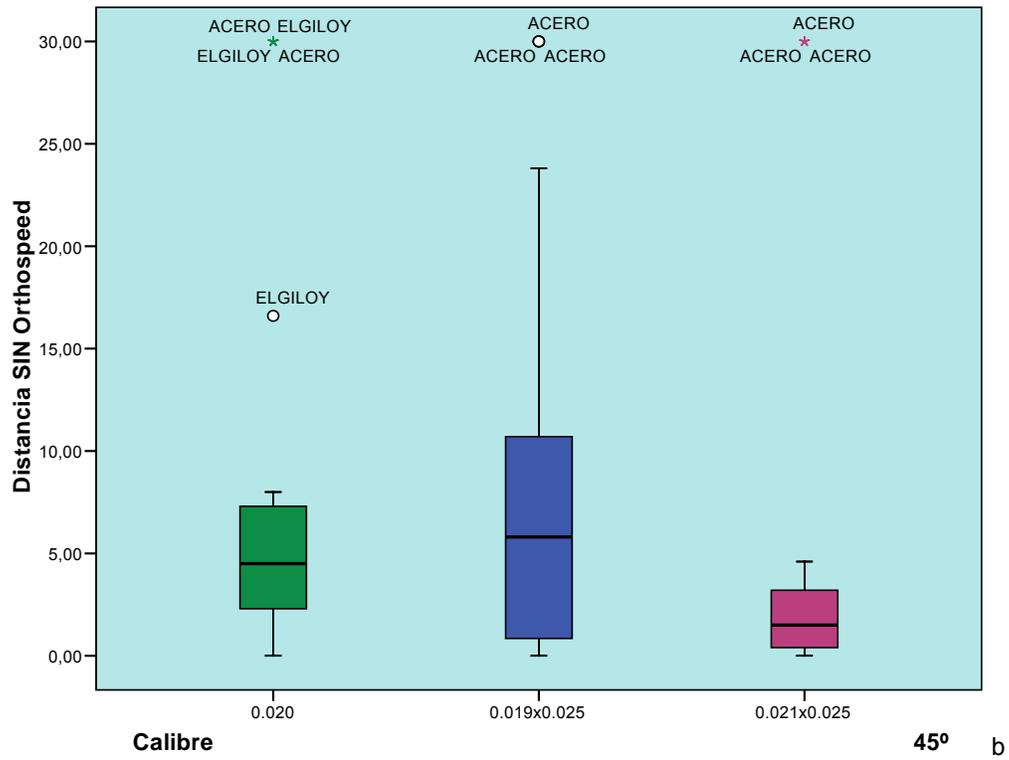
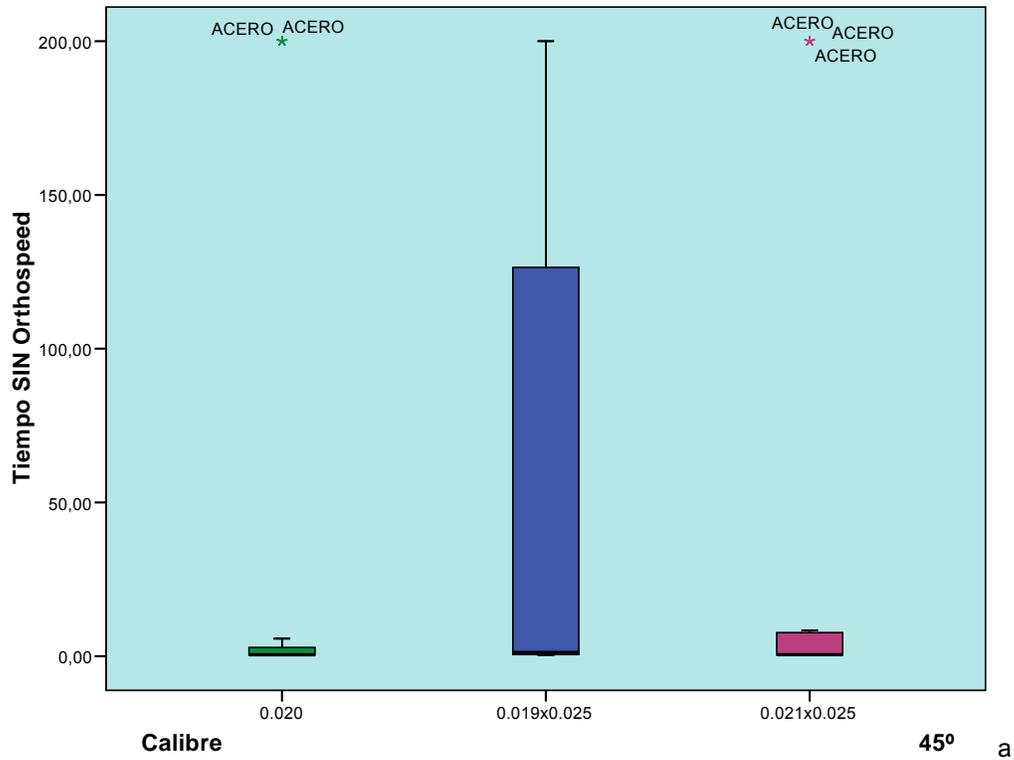


Prueba de Kruskal-Wallis

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
Chi-cuadrado	5,663	3,368
Gl	2	2
Sig. asintót.	,050	,186

a Variable de agrupación: Calibre del alambre



Gráfica10. Distribución del tiempo (a) y la distancia (b) para calibres SIN Orthospeed® a 45°.

V.5.2 Comparación del calibre de alambres a 45° CON Orthospeed®

La Tabla 33, representa la comparación estadística del calibre entre alambres con Orthospeed® y su influencia en la fricción.

Tabla 33. Comparación del calibre a 45°

45°		Tiempo						Distancia					
Alambre	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
0.20	27	0.26	0.25	0.06	0.20	0.40	***	20.4	30.0	12.6	2.40	30.0	ns
19x25	27	0.30	0.31	0.08	0.20	0.44		20.3	30.0	13.9	0.20	30.0	
21x25	18	0.37	0.35	0.12	0.20	0.60		26.1	30.0	8.9	6.50	30.0	

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

El Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes, nos da un resultado estadísticamente significativo para el tiempo y no significativo para la distancia de deslizamiento. Esto nos lleva a pensar que, en presencia del compuesto, el aumentar el calibre del alambre aumenta la fricción diferencial, siendo el alambre de 0.020” quien tienen la menor cantidad de fricción seguido del 0.019x0.025” y 0.021x0.025” respectivamente (Gráfica 11).

Rangos

	Calibre del alambre	N	Rango promedio
Media Tiempo	0.020	27	24,72
	0.019x0.025	27	39,72
	0.021x0.025	18	49,33
	Total	72	
Media Distancia	0.020	27	34,67
	0.019x0.025	27	33,78
	0.021x0.025	18	43,33
	Total	72	

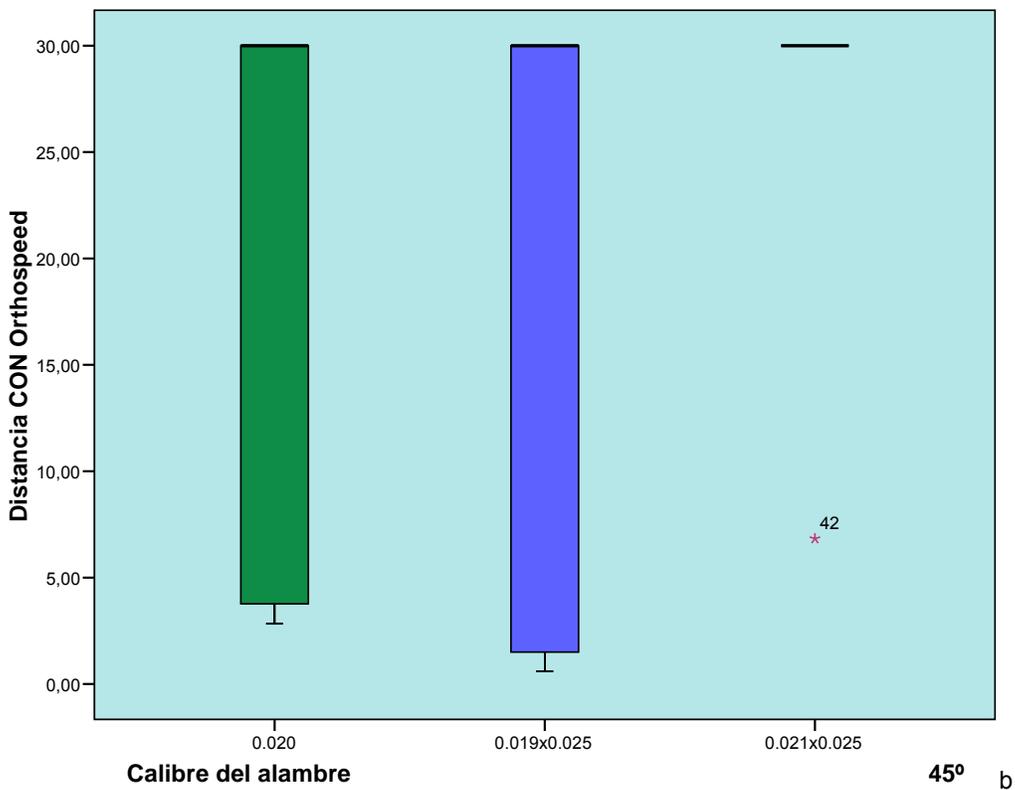
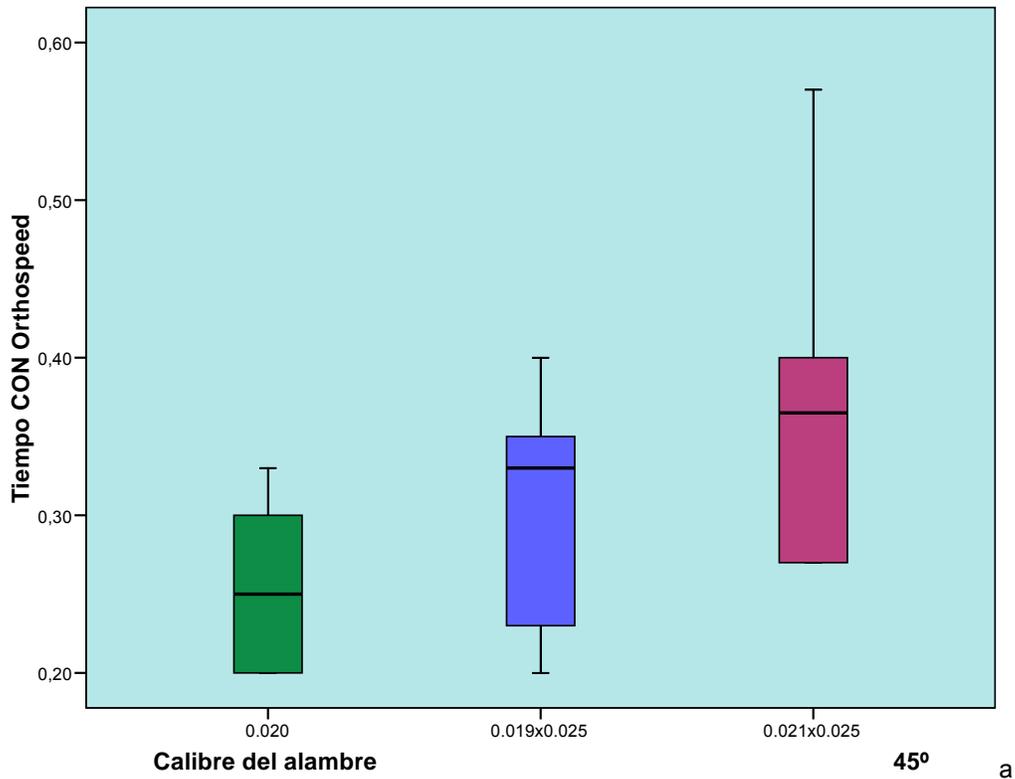


Prueba de Kruskal-Wallis

Estadísticos de contraste (a, b)

	Tiempo	Distancia
Chi-cuadrado	16,553	3,772
gl	2	2
Sig. asintót.	,000	,152

a Variable de agrupación: Calibre del alambre



Gráfica11. Distribución del tiempo (a) y la distancia (b) para calibres CON Orthospeed® a 45°

V.5.3 Comparación del calibre de alambres a 60° SIN Orthospeed®

La Tabla 34 y la Gráfica 12, muestran la comparación entre calibres de alambres a 60°.

Tabla 34. Comparación del calibre a 60°

60°		Tiempo						Distancia					
Alambre	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
0.20	27	10.0	0.50	14.5	0.30	52.7	ns	14.1	7.10	12.4	0.30	30.0	ns
19x25	27	32.0	0.90	65.1	0.28	200.		8.6	3.60	11.1	0.00	30.0	
21x25	18	5.69	1.56	9.4	0.20	26.0		10.4	3.70	11.9	0.20	30.0	

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

El Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes, nos da un resultado estadísticamente no significativo para el tiempo y la distancia de deslizamiento.

Rangos

	Calibre	N	Rango promedio
Tiempo	0.20	27	34,96
	19x25	27	39,37
	21x25	18	34,50
	Total	72	
Distancia	0.20	27	43,54
	19x25	27	30,78
	21x25	18	34,53
	Total	72	



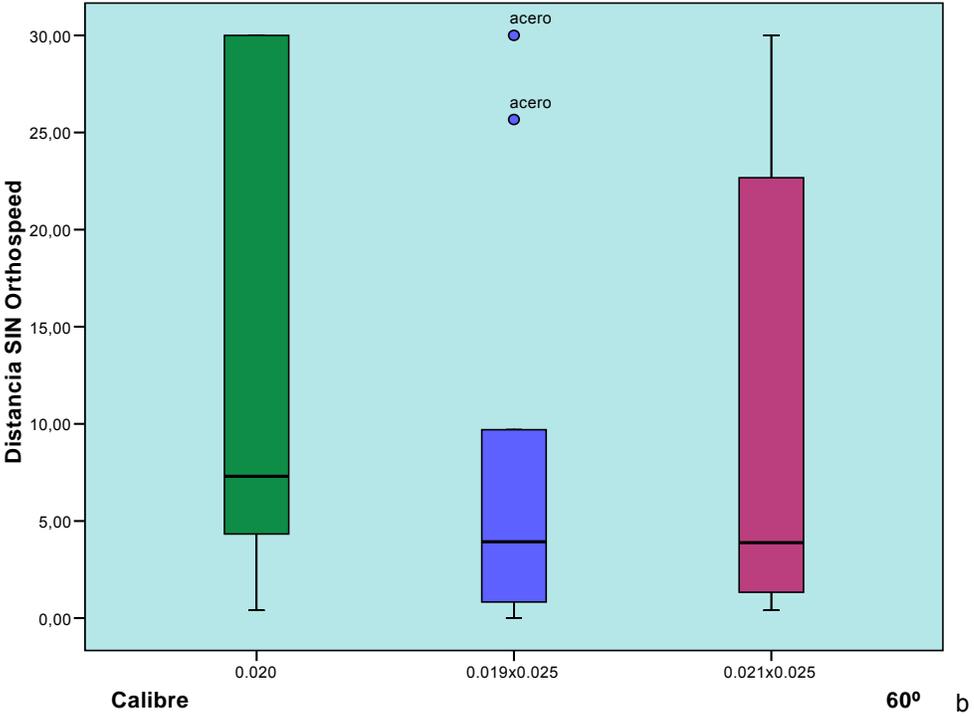
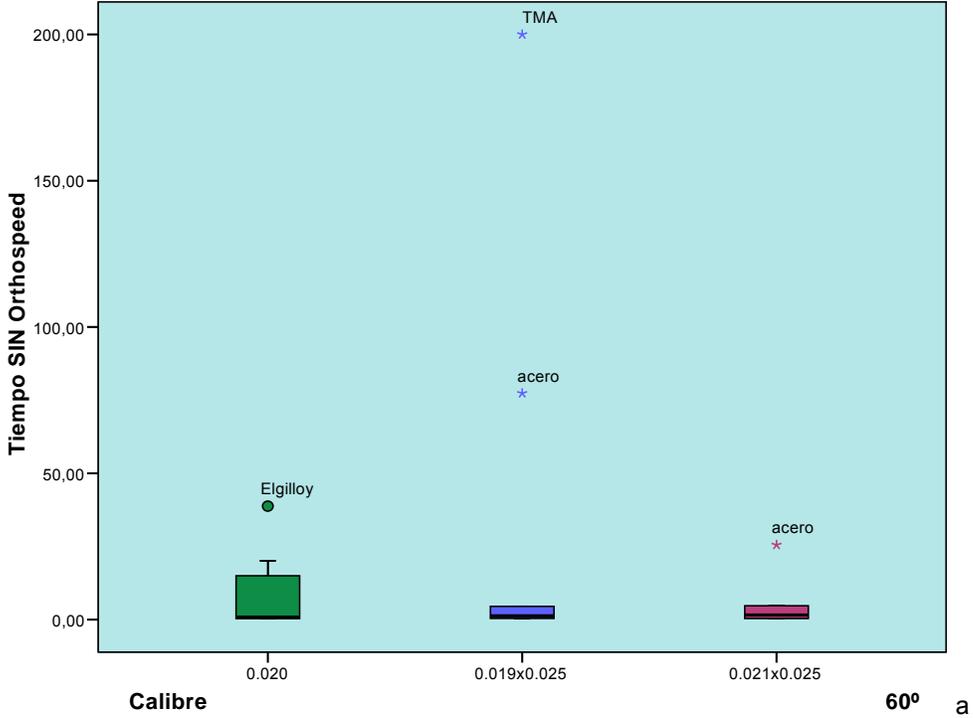
Prueba de Kruskal-Wallis Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
Chi-cuadrado	,819	5,293
Gl	2	2
Sig. asintót.	,664	,071

a Variable de agrupación: Calibre del alambre

Cuando comparamos los tres calibres de alambres en ausencia de compuesto, vemos que no existen diferencias, lo cual nos lleva a pensar que al aumentar el calibre del alambre, no existe aumento de la fricción. Si comparamos estos resultados con los medidos a 45° sin compuesto, vemos

que los alambres a 60° producen menos fricción, ya que tienen un p menos significativo que el anterior analizado.



Gráfica12. Distribución del tiempo (a) y la distancia (b) para calibres SIN Orthospeed® a 60°

V.5.4 Comparación del calibre de alambres a 60° CON Orthospeed®.

La Tabla 35 y la Gráfica 13, representan la comparación estadística de los calibres de alambres con Orthospeed® y su influencia en la fricción.

Tabla 35. Comparación del calibre a 60°

60°		Tiempo						Distancia					
Alambre	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
0.20	27	0.32	0.30	0.09	0.23	0.51	ns	22.3	30.0	11.2	2.00	30.0	*
19x25	27	0.29	0.30	0.09	0.17	0.42		20.3	30.0	13.9	0.40	30.0	
21x25	18	0.32	0.34	0.07	0.20	0.39		29.6	30.0	1.83	22.2	30.0	

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

El Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes, nos da un resultado estadísticamente no significativo para el tiempo y significativo para la distancia.

Rangos

	Calibre	N	Rango promedio
Tiempo	0.20	27	35,43
	19x25	27	34,74
	21x25	18	40,75
	Total	72	
Distancia	0.20	27	35,93
	19x25	27	32,09
	21x25	18	43,97
	Total	72	



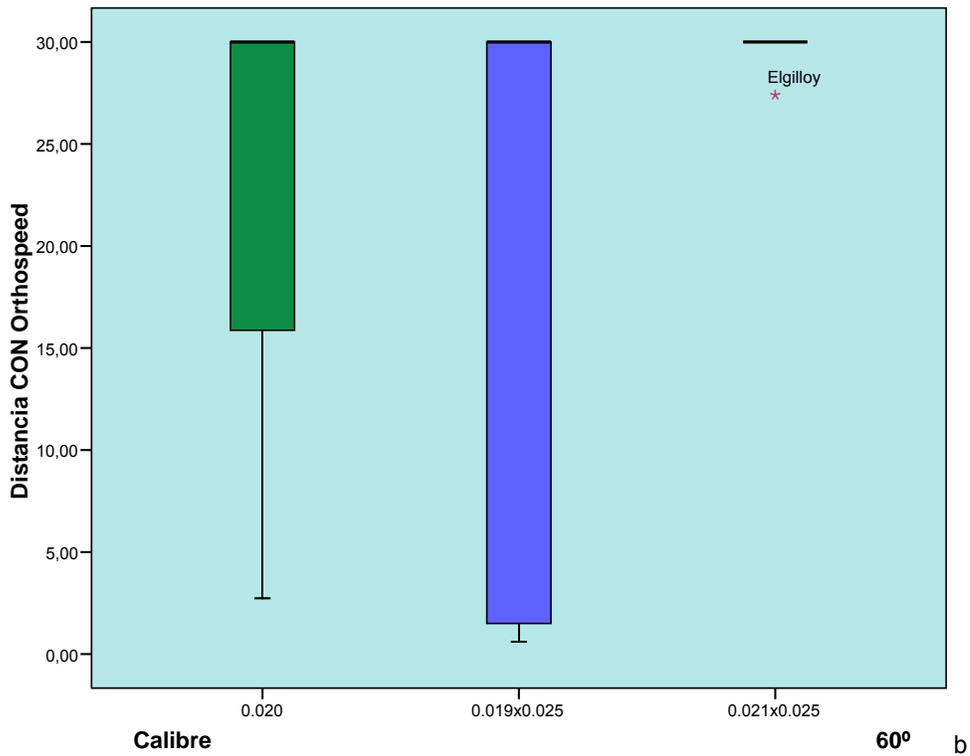
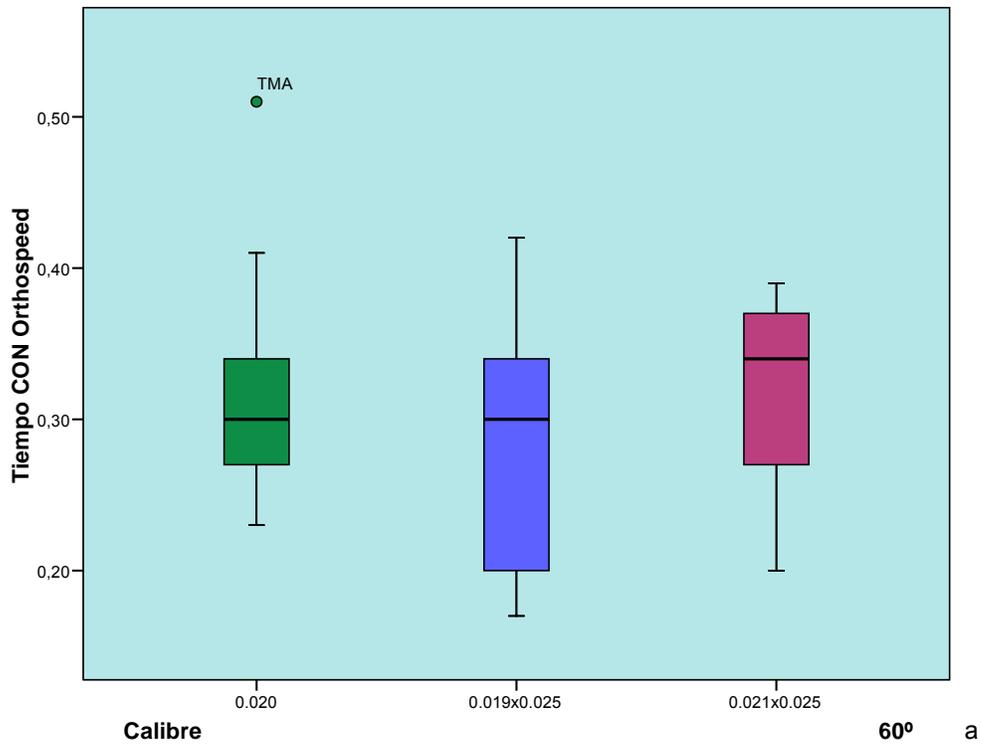
Prueba de Kruskal-Wallis

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
Chi-cuadrado	1,027	6,075
Gl	2	2
Sig. asintót.	,598	,048

a. Variable de agrupación: Calibre del alambre

Los resultados demuestran que utilizando el compuesto tampoco hay un aumento gradual de la fricción cuando se aumenta el calibre de los alambres. Esto nos lleva a pensar, que en presencia de Orthospeed® existe un tipo de baja fricción común en todos los calibres.



Gráfica13. Distribución del tiempo (a) y la distancia (b) para calibres CON Orthospeed® a 60°
Hay que considerar dos cosas importantes:

- los resultados de la tabla 32 y 34 demuestran que en ausencia de compuesto no existe un aumento gradual de la fricción conforme se aumenta el calibre de los alambres. Sin embargo, al agregar Orthospeed® en la tabla 33, observamos que la media y la mediana aumentan conforme se aumenta el tamaño del calibre y la comparación estadística demuestra que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo entre las muestras, lo cual indica que en presencia del compuesto podría formarse una fricción diferencial entre los calibres con Orthospeed a 45°.
- Por otra parte, al realizar las comparaciones entre calibres en el instrumento de medición a 60 grados con Orthospeed® (tabla 35), se observa una gran disminución de la fricción en relación a los analizados sin compuesto, ya que no existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo, lo cual nos lleva a resumir que en alambres con compuesto a 60°, parece ser que el aumento del calibre de los alambres no implica un aumento de la fricción como indican muchos estudios.

V.6 Comparación estadística entre aleaciones de alambre.

Para realizar las comparaciones estadísticas entre las tres aleaciones se ha dividido a los alambres en dos grupos: el grupo de SIN compuesto y otro de CON compuesto, ya que si los analizamos todos a la vez, podría pasar que el compuesto influya en los resultados finales.

V.6.1 Comparación de la aleación de alambres a 45° SIN Orthospeed®

La Tabla 36 y la Gráfica 14, muestran la comparación estadística de las aleaciones en alambres SIN compuesto a 45°.

Tabla 36. Comparación estadística entre las aleaciones a 45°

45°		Tiempo						Distancia					
Alambre	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
Acero	27	61.6	3.00	86.3	0.30	200.0	**	14.0	8.8	12.9	0.0	30.0	**
Elgiloy	27	1.6	0.56	2.07	0.37	5.78		5.8	3.4	7.8	0.20	30.0	
TMA	18	66.9	0.34	96.8	0.28	200.0		1.9	1.0	2.11	0.0	6.60	

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
 p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

La Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes, indica que existen diferencias estadísticamente significativas entre las muestras, lo cual nos lleva a pensar que existe fricción diferencial entre los distintos tipos de aleaciones (gráfica 14). Siendo los alambres de Elgiloy quienes muestran la menor fricción, seguido de los alambres de acero y TMA respectivamente.

Rangos

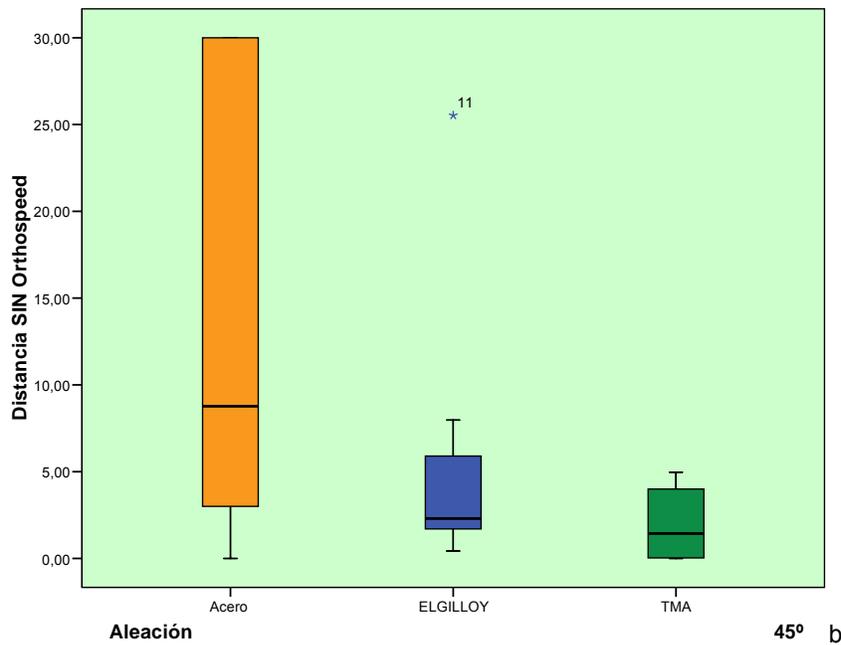
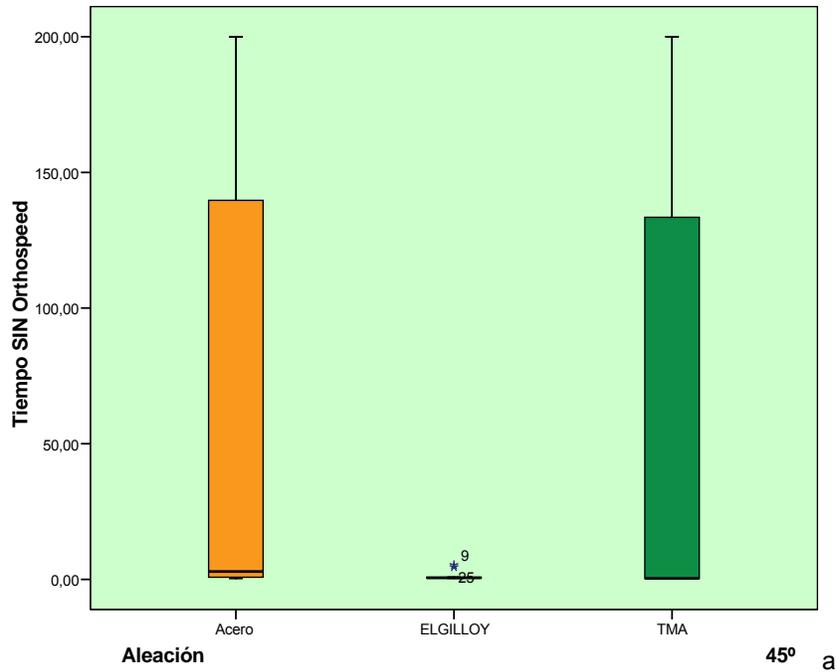
	Aleación	N	Rango promedio
Tiempo	Acero	27	45,98
	ELGILLOY	27	32,93
	TMA	18	27,64
	Total	72	
Distancia	Acero	27	45,22
	ELGILLOY	27	36,41
	TMA	18	23,56
	Total	72	

Test de Kruskal-Wallis

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
Chi-cuadrado	9,614	11,661
Gl	2	2
Sig. asintót.	,008	,003

a Variable de agrupación: Aleación del alambre



Gráfica14. Distribución del tiempo (a) y la distancia (b) para aleaciones SIN Orthospeed® a 45°

V.6.2 Comparación de la aleación de alambres a 45° CON Orthospeed®

La Tabla 37 y la Gráfica 15, muestran la comparación estadística de las aleaciones en alambres CON compuesto a 45°.

Tabla 37. Comparación estadística entre las aleaciones a 45°

45°		Tiempo						Distancia					
Alambre	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	P	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
Acero	27	0.27	0.20	0.12	0.20	0.60	**	26.2	30.0	8,26	6.5	30.0	***
Elgiloy	27	0.32	0.31	0.08	0.20	0.53		30.0	30.0	0.0	30.0	30.0	
TMA	18	0.33	0.32	0.05	0.25	0.41		2.20	1,85	1.48	0.20	4,30	

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

La Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes obtuvo un valor del p de 0.002 para el tiempo y un p de 0.000 para la distancia de deslizamiento, lo cual indica que hay diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y distancia de deslizamiento. Siendo los alambres de Elgiloy quienes tienen la menor fricción de los dos analizados, seguido del acero y con mucha fricción los alambres de TMA (Gráfica 15).

Rango

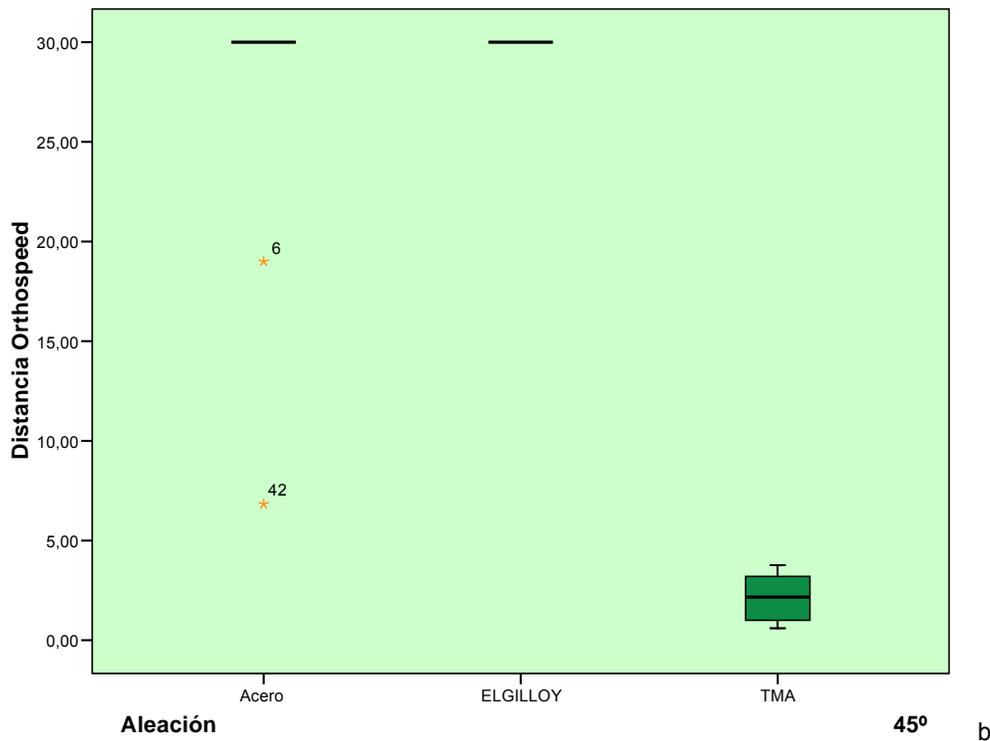
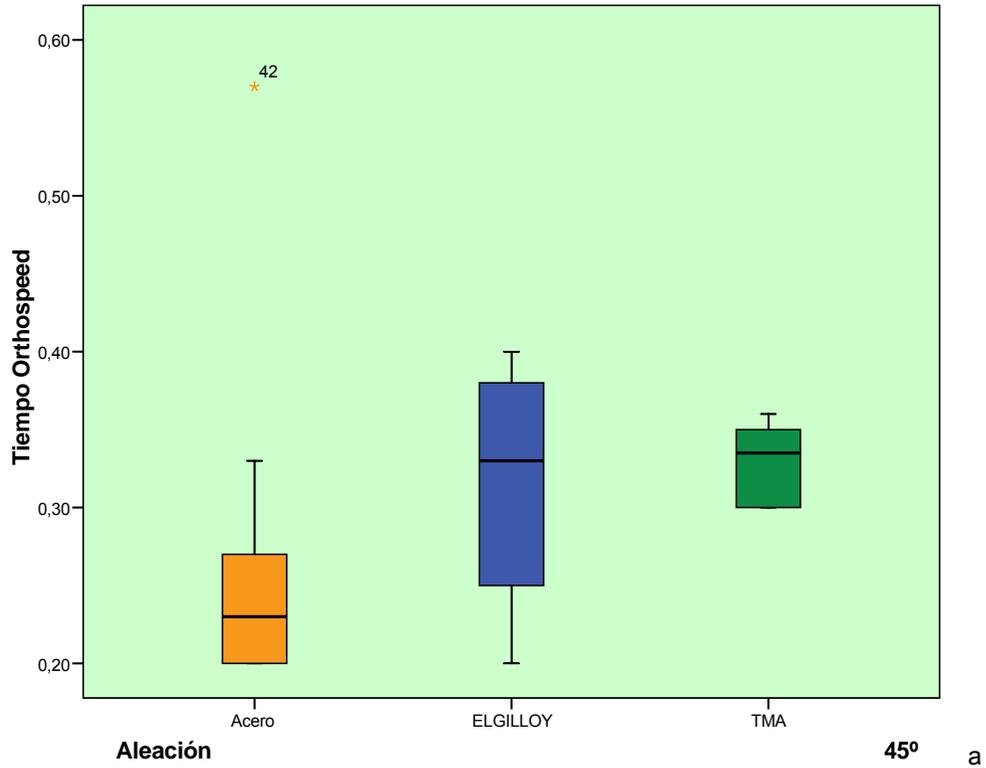
	Aleación	N	Rango promedio
Tiempo	Acero	27	25,48
	ELGILLOY	27	41,72
	TMA	18	45,19
	Total	72	
Distancia	Acero	27	43,00
	ELGILLOY	27	48,00
	TMA	18	9,50
	Total	72	

Test de Kruskal-Wallis

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
Chi-cuadrado	12,728	59,458
Gl	2	2
Sig. asintót.	,002	,000

a Variable de agrupación: Aleación del alambre



Gráfica 15. Distribución del tiempo (a) y distancia (b) para aleaciones CON Orthospeed® a 45°.

V.6.3 Comparación de la aleación de alambres a 60° SIN Orthospeed®

La Tabla 38 y la Gráfica 16, muestran la comparación estadística de las aleaciones en alambres SIN compuesto a 45°.

Tabla 38. Comparación estadística entre las aleaciones a 60°

60°		Tiempo						Distancia					
Alambre	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	P
Acero	27	16.2	2.90	23.9	0.37	82.10	*	21.3	26.5	10.9	2.00	30.0	***
Elgiloy	27	6.5	0.75	12.5	0.28	52.70		7.1	4.50	8.8	0.20	30.0	
TMA	18	33.7	0.40	76.5	0.31	200.0		1.7	0.50	2.1	0.00	7.6	

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

El Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes nos muestra que existen diferencias estadísticamente significativas entre los datos del tiempo y la distancia recorrida por los alambres a 60°, esto indica que existe fricción diferencial entre los calibres, siendo los alambres de acero quienes tienen la menor cantidad de fricción, seguido del Elgiloy y con la mayor cantidad de fricción los alambres de TMA; esto se nota claramente en la distancia recorrida por los tres alambres. (Gráfica 16).

Rangos

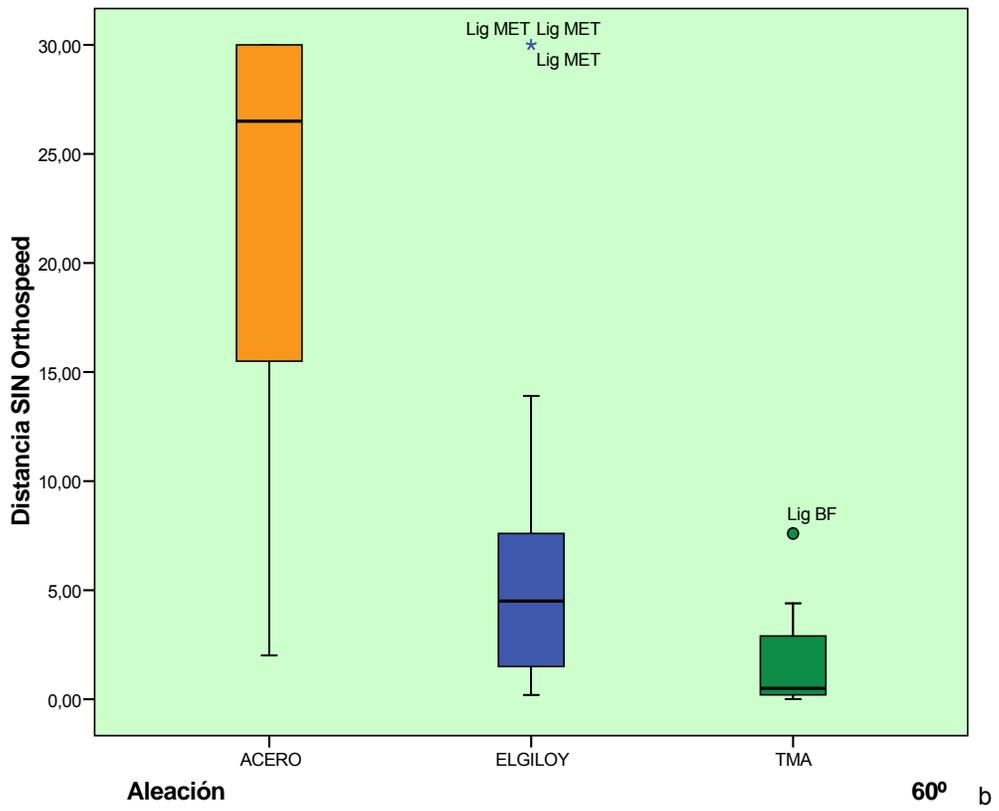
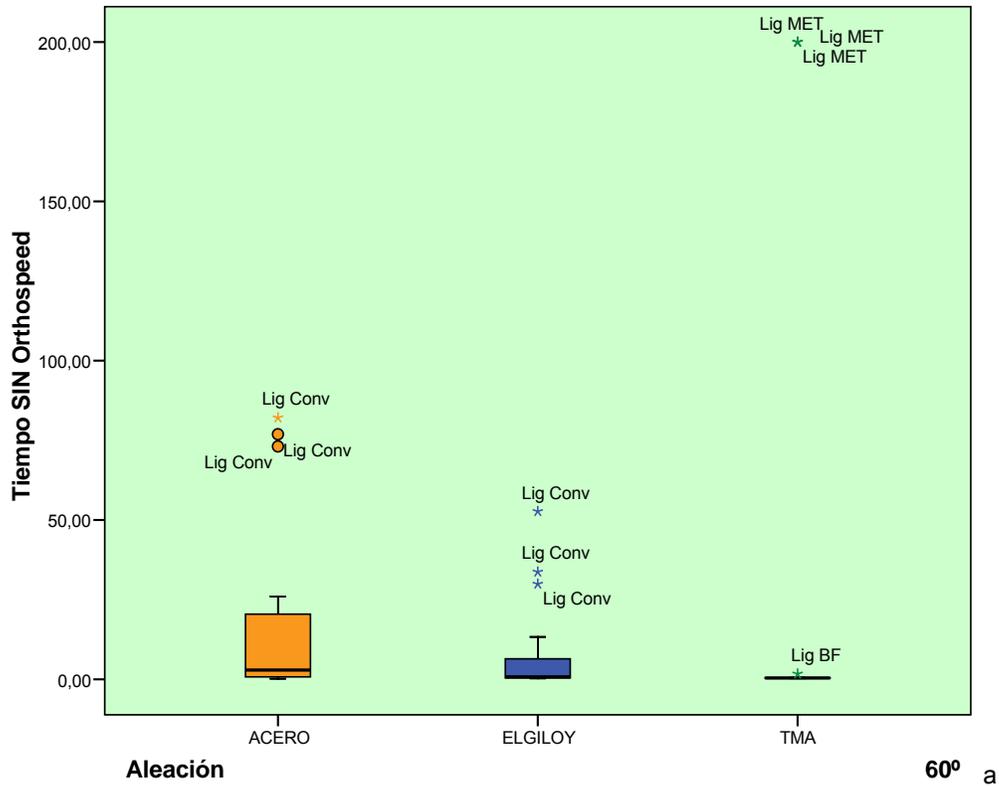
	Aleación	N	Rango promedio
Tiempo	Acero	27	43,96
	Elgiloy	27	35,80
	TMA	18	26,36
	Total	72	
Distancia	Acero	27	53,15
	Elgiloy	27	33,70
	TMA	18	15,72
	Total	72	

Test de Kruskal-Wallis

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
Chi-cuadrado	7,694	35,725
Gl	2	2
Sig. asintót.	,021	,000

a Variable de agrupación: Aleación



Gráfica16. Distribución del tiempo (a) y distancia (b) para aleaciones SIN Orthospeed® a 60°.

V.6.4 Comparación de la aleación de alambres a 60° CON Orthospeed®

La Tabla 39 y la Gráfica 17, muestran la comparación estadística de las aleaciones en alambres CON compuesto a 45°.

Tabla 39. Comparación estadística entre las aleaciones a 60°

60°		Tiempo						Distancia					
Alambre	N°	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
Acero	9	0.24	0.20	0.06	0.10	0.40	***	30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	***
Elgiloy	9	0.32	0.31	0.06	0.20	0.47		29.7	30.0	1.50	22.2	30.0	
TMA	6	0.40	0.36	0.13	0.11	0.87		4.62	2.35	5.15	0.40	30.0	

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana
p: significancia, *: p≤0.05, **: p≤0.01, ***: p≤0.001, ns: no significativo.

El Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes, nos dió un resultado del p de 0.000 para el tiempo y un p de 0.000 para la distancia de deslizamiento. Lo cual indica que en presencia del producto, existe fricción diferencial entre los alambres, siendo los alambres de acero quienes tienen menos fricción, seguido de Elgiloy y con la mayor cantidad de fricción los alambres de TMA. (Gráfica 17).

Rangos

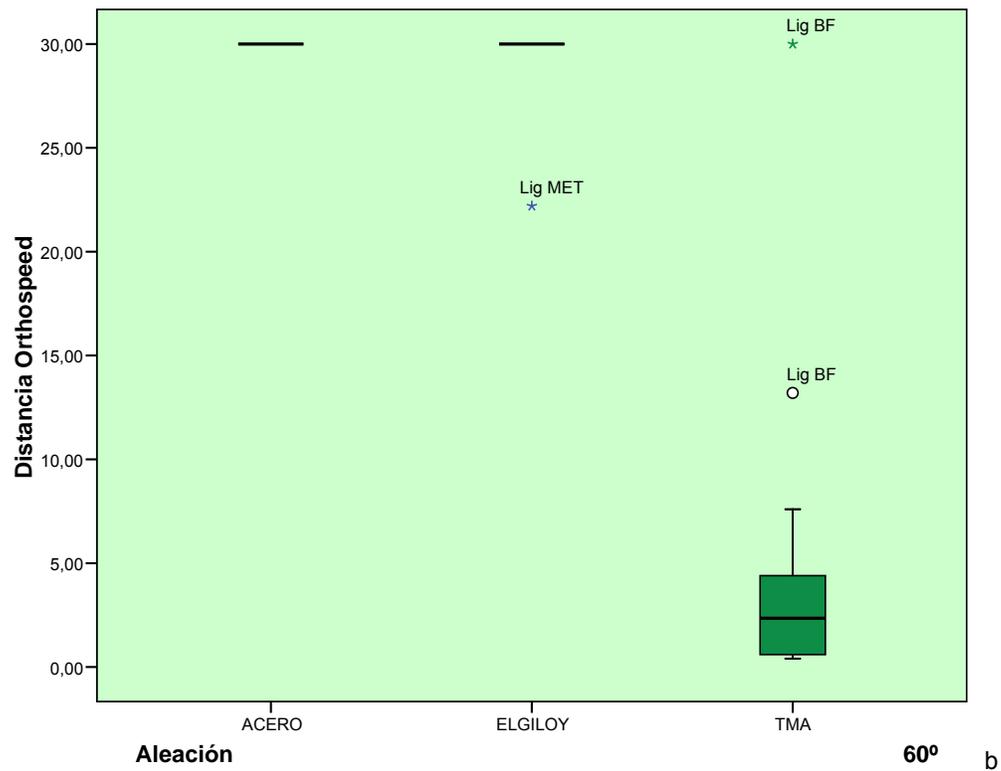
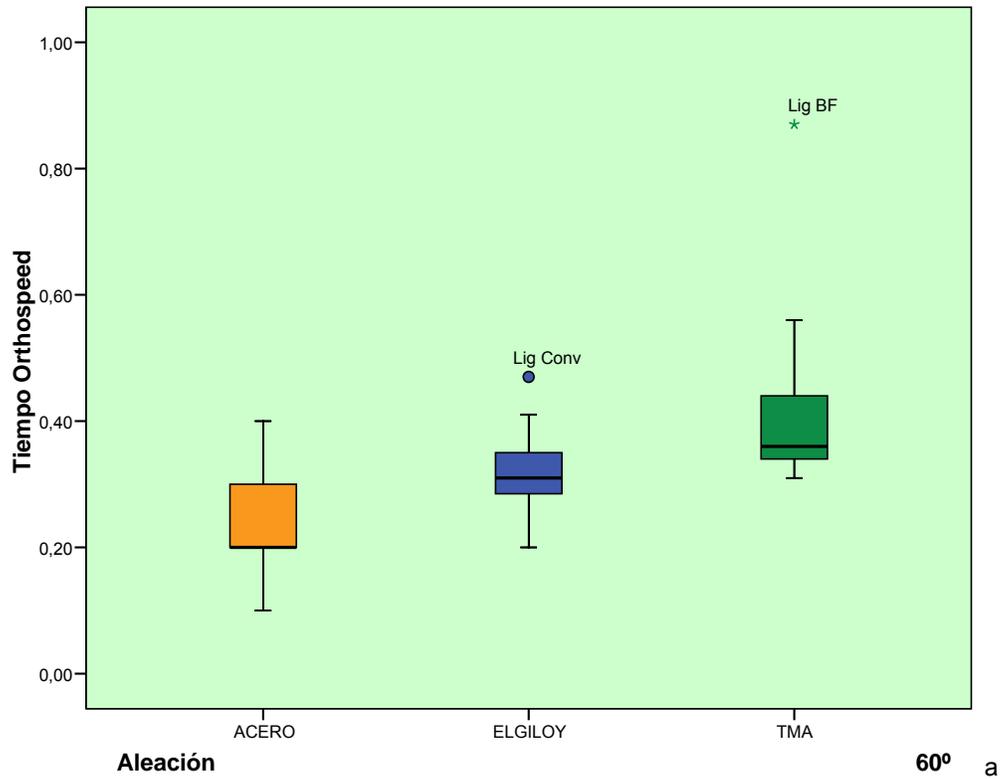
	Aleación	N	Rango promedio
Tiempo	Acero	9	19,11
	Elgiloy	9	40,20
	TMA	6	57,03
	Total	24	
Distancia	Acero	9	45,50
	Elgiloy	9	44,48
	TMA	6	11,03
	Total	24	

Test de Kruskal-Wallis

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
Chi-cuadrado	37,652	61,552
Gl	2	2
Sig. asintót.	,000	,000

a Variable de agrupación: Aleación



Gráfica 17. Distribución del tiempo (a) y distancia (b) para las tres aleaciones CON Orthospeed® a 60°.

Antes de continuar con las comparaciones hay que considerar tres aspectos importantes:

- Al observar los resultados de la comparación de los alambres SIN Orthospeed a 45° y 60°, encontramos que los resultados en alambres a 45° son menos significativos que los alambres a 60°, lo cual indica que en los alambres medidos en el instrumento de medición a 60° el ángulo de contacto crítico es menor que en angulaciones a 45° y por lo tanto la fricción no es tan influyente en el tiempo y distancia de deslizamiento final.
- Al observar los resultados de la comparación de los alambres CON Orthospeed a 45° y 60°, podemos ver que los resultados en alambres a 60° son más significativos que los resultados en alambres a 45° lo contrario que en la comparación SIN Orthospeed; esto nos lleva a pensar que al agregar el compuesto parece ser que existe un tipo de fricción diferencial que nos lleva a concluir que son los alambres de acero en combinación con el compuesto quienes tienen la mejor disminución de la fricción de todos los medidos.
- Por otra parte, si observamos los resultados de los alambres CON Orthospeed a 45°, parece ser que la mejor combinación sería con alambres de Elgiloy, mientras que en alambres CON Orthospeed a 60° parece ser que la mejor combinación es con alambres de acero. Parece ser que el ángulo de contacto crítico y las angulaciones de segundo orden influyen en la acción del compuesto.

V.7 Comparación estadística entre ligaduras a 45 y 60°

La Tabla 40, muestra la comparación estadística entre todos los datos de las ligaduras en el instrumento de medición a 45°.

Tabla 40. Comparación entre ligaduras a 45°.

45°		Tiempo						Distancia					
Ligadura	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
Elástica	48	46.3	0.36	81.1	0.20	200.0	ns	14.2	5.2	14.2	0.00	30.0	ns
BF	48	1.38	0.37	2.19	0.20	8.40		13.5	5.8	13.0	0.20	30.0	
Metálica	48	12.9	0.39	48.8	0.20	200.0		16.9	18.8	12.9	0.00	30.0	

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana, BF: Baja Fricción.
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

La comparación entre ligaduras con el Test de Kruskal-Wallis, nos da un resultado estadísticamente no significativo para el tiempo y la distancia de deslizamiento, lo cual indica que no existen diferencias y por lo tanto la fricción es parecida en los tres tipos de ligaduras; sin embargo, si observamos los datos podemos ver que las ligadura de baja fricción, parece que necesita menos tiempo para desplazarse lo mismo que se desplazan los otros dos tipos de ligaduras.

Test de Kruskal-Wallis

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
Chi-cuadrado	,212	2,096
gl	2	2
Sig. asintót.	,830	,351

a Variable de agrupación: Tipo de ligadura

Para que el Orthospeed® no influya en el resultado final, decidimos separar los datos en dos grupos, los de SIN compuesto y otro grupo de CON compuesto, así de esta manera, podremos saber existen diferencias entre los grupos (tablas 41-44).

V.7.1 Comparación estadística entre ligaduras SIN compuesto a 45°

La tabla 41, muestra la comparación estadística entre ligaduras sin Orthospeed®.

Tabla 41. Comparación estadística entre ligaduras.

45°		Tiempo						Distancia					
Ligadura	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
Elástica	24	92.2	58.7	95.1	0.29	200.0	**	5.31	0.95	9.76	0.00	30.0	**
BF	24	2.5	1.20	2.69	0.31	8.40		4.2	3.35	2.83	0.70	12.0	
Metálica	24	25.4	0.49	67.4	0.28	200.0		14.9	13.0	13.0	0.00	30.0	

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana, BF: Baja Fricción.
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

Al hacer las comparaciones con el Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes vemos que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y distancia de deslizamiento. Parece que en angulaciones a 45°, las ligaduras metálicas son las que producen menos fricción que las otras dos analizadas (Gráfica 18).

Rangos

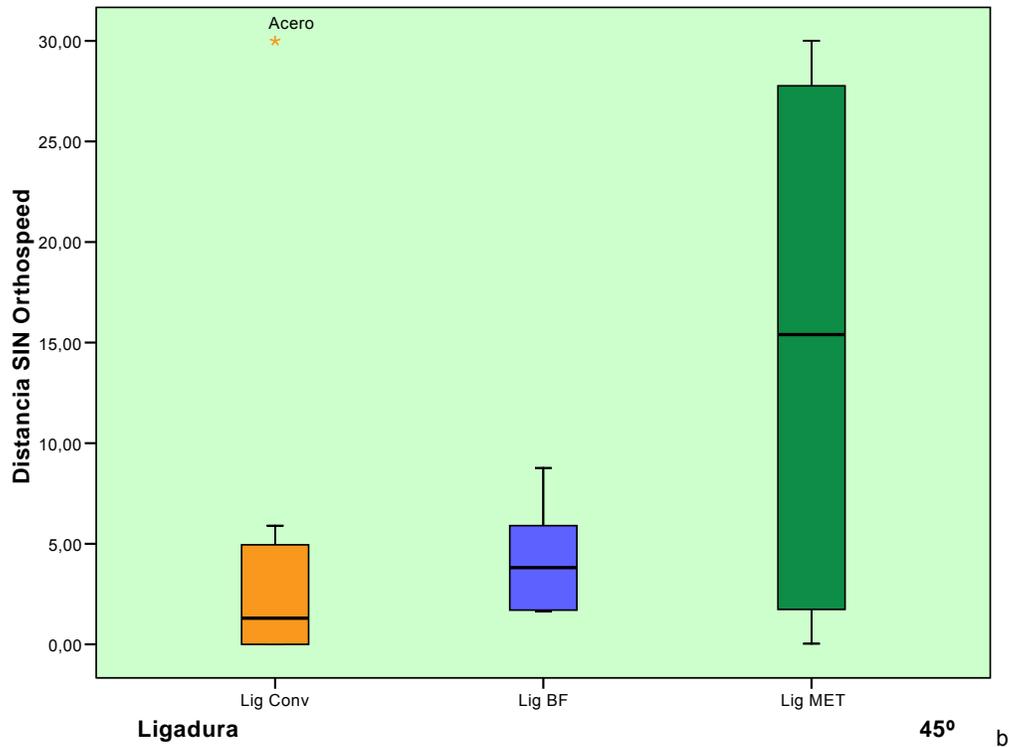
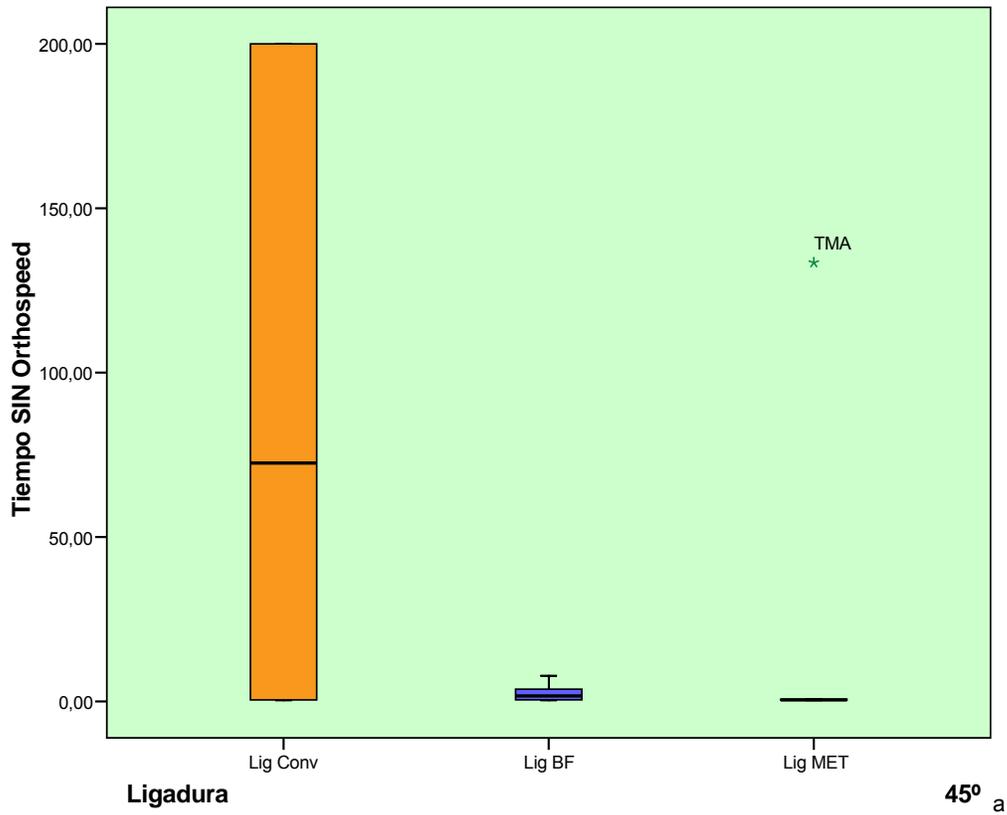
	Tipo de ligadura	N	Rango promedio
Media Tiempo	Lig Conv	24	45,79
	Lig BF	24	36,27
	Lig MET	24	27,44
	Total	72	
Media Distancia	Lig Conv	24	26,85
	Lig BF	24	36,79
	Lig MET	24	45,85
	Total	72	

Test de Kruskal-Wallis

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
Chi-cuadrado	10,625	9,970
Gl	2	2
Sig. asintót.	,005	,007

a Variable de agrupación: Ligadura



Gráfica 18. Distribución del tiempo (a) y distancia (b) de las ligaduras SIN Orthospeed® a 45°.

V.7.2 Comparación estadística entre ligaduras CON compuesto a 45°

La tabla 42, muestra la comparación estadística entre ligaduras con Orthospeed®.

Tabla 42. Comparación estadística entre ligaduras.

45°		Tiempo						Distancia					
Ligadura	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	P
Elástica	24	0.28	0.28	0.08	0.20	0.53	ns	23.0	30.0	12.4	1.00	30.0	ns
BF	24	0.28	0.30	0.08	0.20	0.41		22.9	30.0	12.5	0.20	30.0	
Metálica	24	0.35	0.34	0.11	0.20	0.60		18.9	30.0	12.7	0.40	30.0	

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana, BF: Baja Fricción.
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

Las comparaciones con el Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes, nos revela que no existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y distancia de deslizamiento. Pero si se ve que el tiempo ha disminuido muchísimo de cuando no se utilizaba el compuesto. Además los valores son tan parecidos que podríamos decir que en presencia de compuesto se da un tipo de baja fricción común en todos los tipos de ligaduras (Gráfica 19).

Rangos

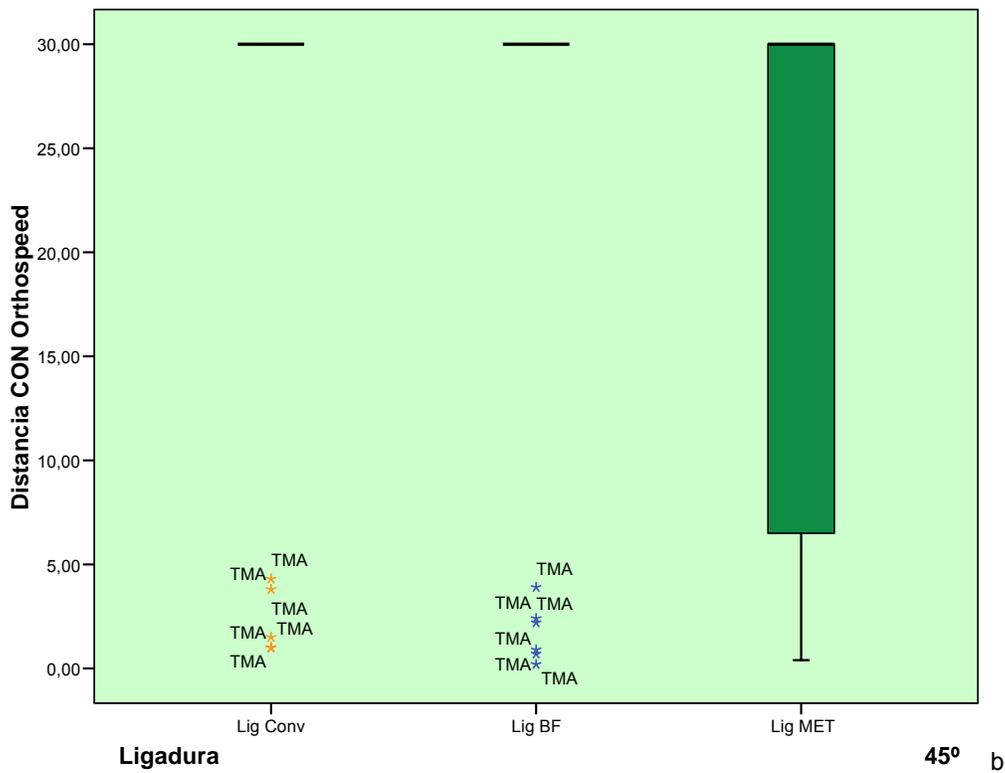
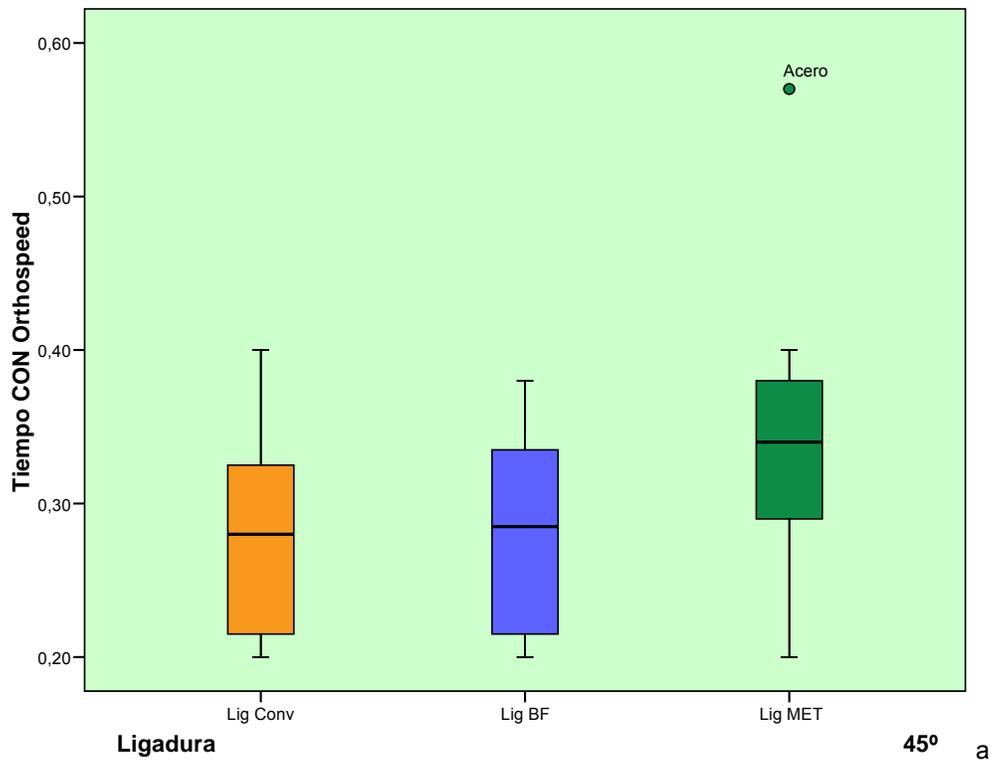
Tipo de ligadura		N	Rango promedio
Tiempo	Lig Conv	24	31,63
	Lig BF	24	34,17
	Lig MET	24	43,71
	Total	72	
Distancia	Lig Conv	24	38,63
	Lig BF	24	37,96
	Lig MET	24	32,92
	Total	72	

Test de Kruskal-Wallis

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
Chi-cuadrado	4,613	1,559
Gl	2	2
Sig. asintót.	,100	,459

a Variable de agrupación: Ligadura



Gráfica 19. Distribución del tiempo (a) y distancia (b) para ligaduras a 45° CON compuesto.

La tabla 43, representa la comparación estadística entre las ligaduras (todos los datos) en el instrumento de medición a 60°.

Tabla 43. Comparación entre ligaduras a 60°.

60°		Tiempo						Distancia					
Ligadura	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
Elástica	48	10.4	0.38	21.3	0.20	82.1	ns	17.9	26.3	13.5	0.20	30.0	ns
BF	48	2.55	0.39	4.91	0.20	15.0		14.8	6.90	12.9	0.40	30.0	
Metálica	48	12.9	0.34	48.8	0.10	200.0		19.3	19.8	13.6	0.00	30.0	

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana, BF: Baja Fricción.
p: significancia, *: p≤0.05, **: p≤0.01, ***: p≤0.001, ns: no significativo.

La comparación entre ligaduras con el Test de Kruskal-Wallis nos da un resultado estadísticamente no significativo para el tiempo y distancia de deslizamiento, lo cual indica que no existen diferencias entre las ligaduras. Sin embargo, si observamos los datos, pareciese que las ligaduras de baja fricción necesitan menos tiempo para desplazarse lo mismo que se desplazan los otros dos tipos de ligaduras, igual a lo que ocurrió en las angulaciones a 45°

Test de Kruskal-Wallis

Estadísticos de contraste(a,b)

	Tiempo	Distancia
Chi-cuadrado	3,508	1,164
Gl	2	2
Sig. asintót.	,173	,559

a Prueba de Kruskal-Wallis

b Variable de agrupación: Tipo de ligadura

Para verificar si el compuesto influye en el resultado final decidimos separar los datos en dos grupos, los de SIN compuesto y otro grupo de CON compuesto, solo así, podremos saber si realmente existen diferencias entre los grupos y qué tipo de ligadura tiene menos fricción (Tablas 44 y 45).

V.7.3 Comparación estadística entre ligaduras SIN compuesto a 60°

La tabla 44, muestra la comparación estadística entre ligaduras sin Orthospeed®.

Tabla 44. Comparación estadística entre ligaduras.

60°		Tiempo						Distancia					
Ligadura	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
Elástica	24	20.5	10.7	26.3	0.31	82.10	*	12.4	5.70	12.4	0.20	30.0	ns
BF	24	4.8	2.7	5.1	0.21	15.1		4.96	3.55	4.77	0.50	18.0	
Metálica	24	25.5	0.42	67.4	0.20	200.0		15.9	17.2	13.8	0.00	30.0	

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana, BF: Baja Fricción.
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

El Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes, muestra que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo pero no en la distancia de deslizamiento. Parece que en las angulaciones a 60° las ligaduras metálicas también son las que menos fricción produce, seguido de las ligaduras elásticas y baja fricción respectivamente. Esto se nota más claramente al ver la distancia de deslizamiento y la comparación de los rangos. (Gráfica 20).

Rangos

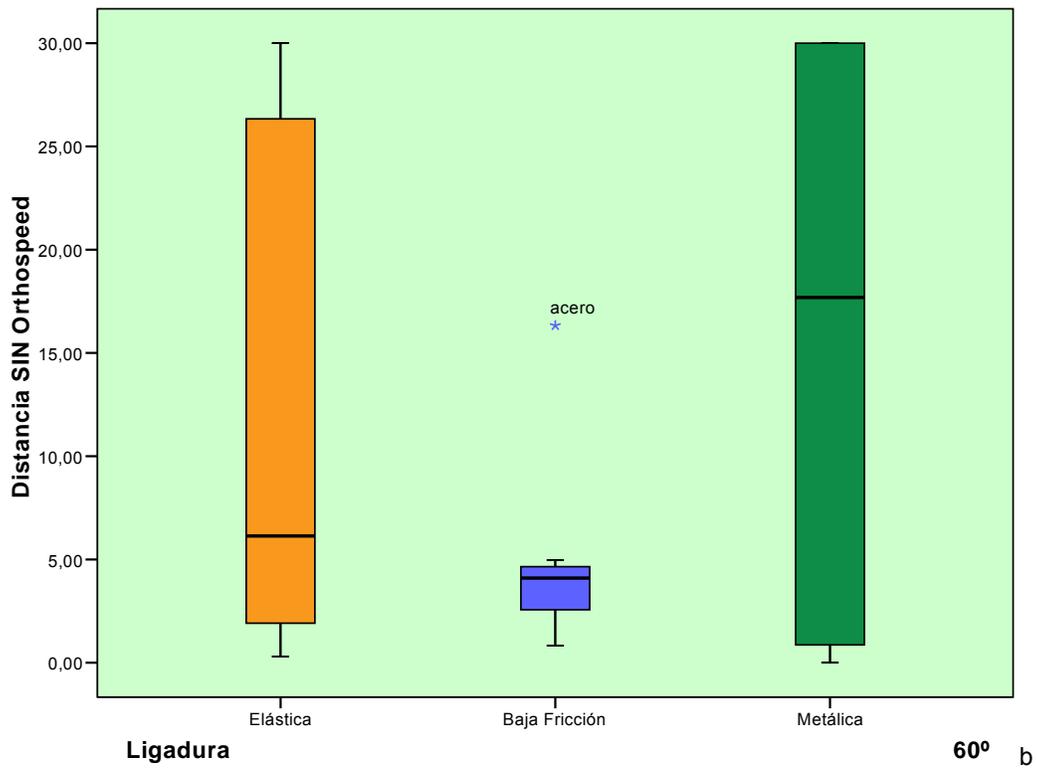
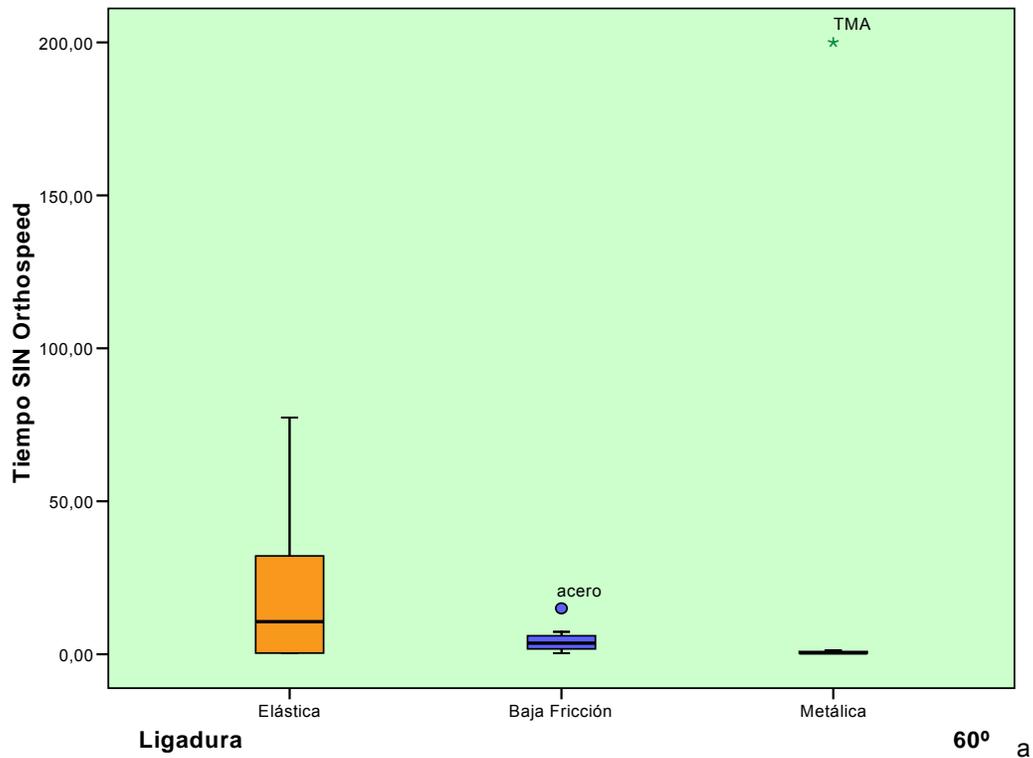
	Ligadura	N	Rango promedio
Tiempo	Elástica	24	42,50
	Baja Fricción	24	41,15
	Metálica	24	25,85
	Total	72	
Distancia	Elástica	24	38,46
	Baja Fricción	24	30,28
	Metálica	24	40,67
	Total	72	

Test de Kruskal-Wallis

Estadísticos de contraste(a)

	Tiempo	Distancia
Chi-cuadrado	9,372	3,255
Gl	2	2
Sig. asintót.	,009	,196

a Variable de agrupación: Ligadura



Gráfica 20. Distribución del tiempo (a) y distancia (b) para ligaduras a 60° SIN Orthospeed®.

V.7.4 Comparación estadística entre ligaduras CON compuesto a 60°

La tabla 45, muestra la comparación estadística entre ligaduras con Orthospeed®.

Tabla 45. Comparación estadística entre ligaduras.

60°		Tiempo						Distancia					
Ligadura	Nº	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p	\bar{X}	Med	DS	Min	Max	p
Elástica	24	0.31	0.30	0.09	0.20	0.56	ns	23.3	30.0	11.8	0.30	30.0	ns
BF	24	0.32	0.31	0.13	0.20	0.87		24.6	30.0	10.9	0.40	30.0	
Metálica	24	0.30	0.30	0.09	0.10	0.44		22.7	30.0	12.3	0.40	30.0	

T: Tiempo en segundos, D: Distancia en centímetros Med: Mediana, BF: Baja Fricción.
p: significancia, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ns: no significativo.

La comparación estadística con el Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes, indica que no existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo y distancia de deslizamiento. Se puede observar que el tiempo ha disminuido mucho más de cuando no se utilizaba el compuesto. Incluso los datos encontrados entre las ligaduras son tan parecidos que podría decirse que en presencia de Orthospeed® se da un tipo de fricción mínima común entre los tres tipos de ligaduras (Gráfica 21).

Rangos

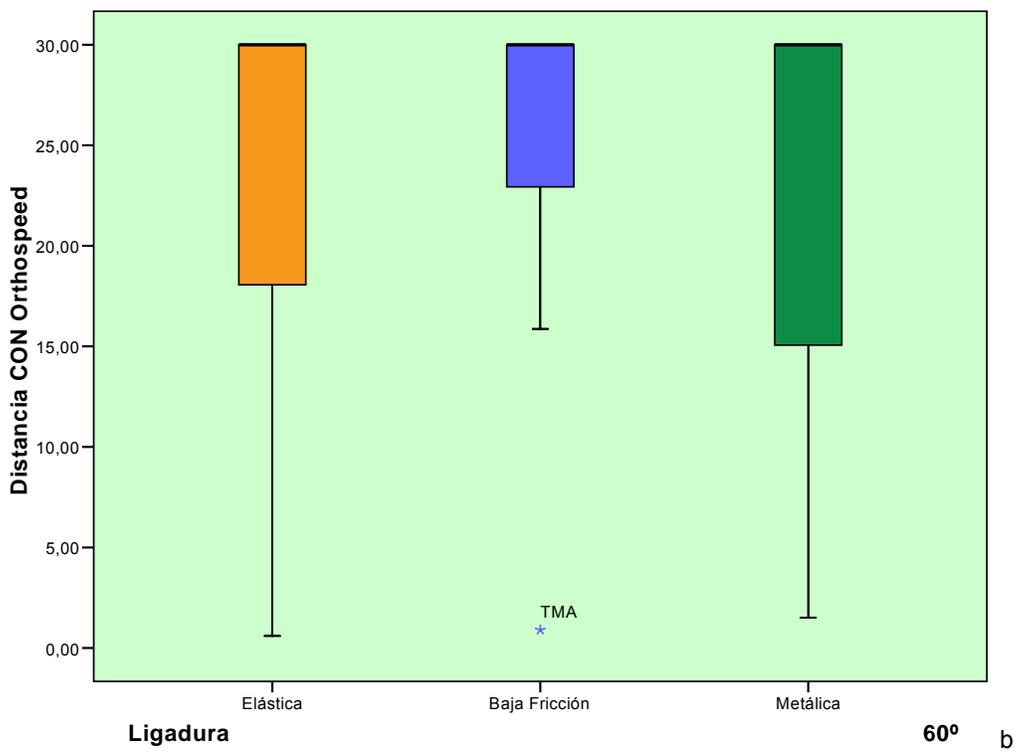
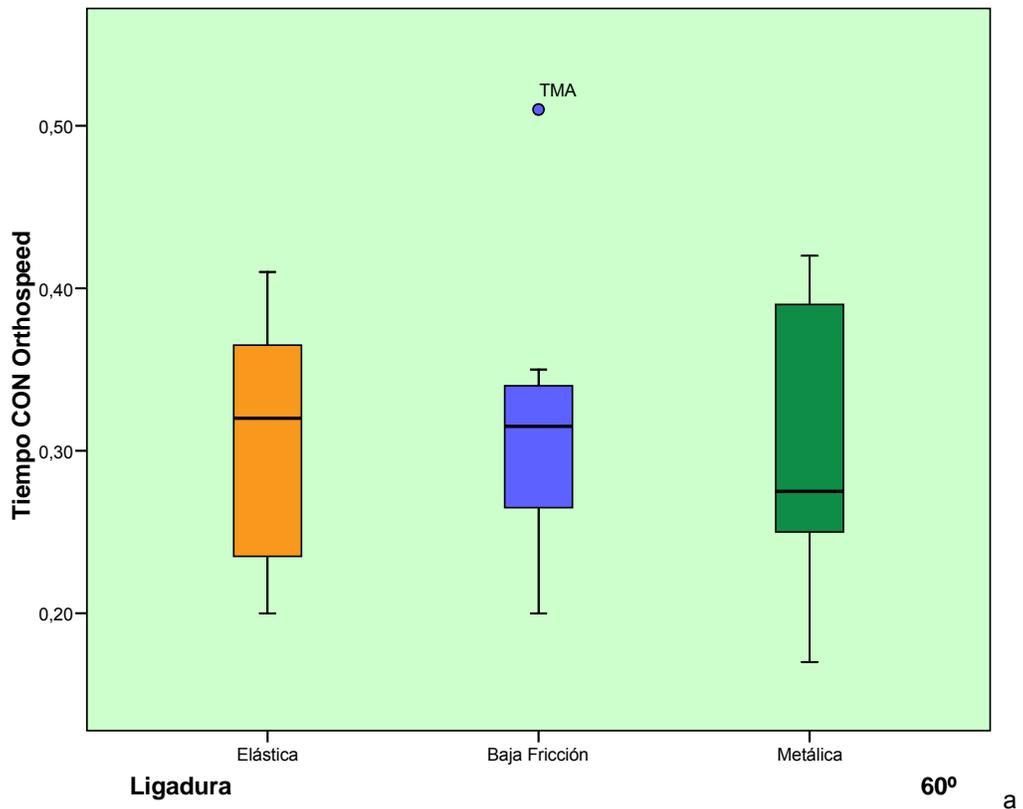
	Ligadura	N	Rango promedio
Tiempo	Elástica	24	36,38
	Baja Fricción	24	37,31
	Metálica	24	35,81
	Total	72	
Distancia	Elástica	24	36,63
	Baja Fricción	24	37,85
	Metálica	24	35,02
	Total	72	

Test de Kruskal-Wallis

Estadísticos de contraste (a)

	Tiempo	Distancia
Chi-cuadrado	,064	,383
gl	2	2
Sig. asintót.	,968	,826

a Variable de agrupación: Ligadura



Gráfica 21. Distribución del tiempo (a) y distancia (b) para las tres ligaduras a 60° CON compuesto.

- La comparación estadística general entre ligaduras en el instrumento de medición a 45° y 60° respectivamente nos dio un resultado estadísticamente no significativo. Estos resultados de no significancia podrían ser causados por la comparación de todos los datos, para ello he dividido a la variable ligadura en dos grupos los de sin compuesto y los con compuesto tanto a 45° como a 60°. Al observar los resultados de las tablas 41 y 44 (ambas angulaciones sin compuesto) vemos que se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las ligaduras, lo cual nos lleva a pensar que existe distintos tipos de niveles de fricción causados por las ligaduras, siendo las ligaduras metálicas quienes tienen la menor cantidad de fricción. Al agregar Orthospeed® en las tablas 42 y 45 vemos que ya no existen diferencias significativas, lo cual indica que al agregar el producto desaparece cualquier tipo de fricción diferencial que antes existía y ahora las ligaduras se comportan de manera parecida. Aún así el efecto de las angulaciones de segundo orden juega un rol importante ya que en angulaciones a 60° con compuesto (tabla 45), es donde la mínima fricción de las ligaduras es mucho más parecida.
- Por otra parte, hemos observado que el compuesto funciona mejor en ligaduras metálicas y elásticas, ya que un tiempo máximo alto de ambos tipos de ligaduras se disminuyó considerablemente cuando se utilizó el compuesto.

VI. DISCUSIÓN



A pesar de la diversidad temática de publicaciones pertenecientes al campo de la fricción en ortodoncia, existen pocos estudios que indiquen éxito al 100% en la disminución de la fricción in vivo. Por esta razón, debemos buscar la mayor **evidencia científica** posible que nos ayude a conocer las características reales y no solo publicitarias de las nuevas aleaciones de alambres, brackets, compuestos y técnicas que sirven para disminuir la fricción.

Para estudiar la resistencia al deslizamiento; muchos estudios han diseñado aparatos en los cuales unen un bracket a una máquina de análisis mecánico que mide la fricción, desde ahí un arco o alambre es tirado a través del slot del bracket. A nuestro parecer, este tipo de diseño, no emula completamente los eventos que ocurren intraoralmente en la interfase arco-bracket; sin embargo, nos brindan una aproximación de lo que realmente sucede en la cavidad bucal durante el tratamiento ortodóncico. En nuestro estudio, uno de los propósitos fue analizar la fricción en un instrumento de medición (plano inclinado) diseñado por el equipo de investigación que nos ayude a averiguar adecuadamente los efectos del compuesto Orthospeed® y su influencia en el deslizamiento sobre alambres con dobleces de segundo orden. Este instrumento de medición al igual que otros estudios tampoco podría simular adecuadamente todas las variables físicas o químicas que tenemos en la boca; sin embargo, creemos que sí podría simular los efectos de angulaciones de segundo orden y los efectos de la fuerza de ligado en sí.

La simulación del movimiento dental in vitro es difícil, no solo porque el movimiento dental in vivo es afectado por factores adicionales tales como: la densidad ósea, conformación - largo de la raíz y la oclusión de cada paciente, sino también debido a otras características que no podemos controlar y/o representar en los instrumentos de medición de laboratorio como: fuerza de la mordida, grado de maloclusión y otros.

VI.1 Características del instrumento de medición

Si analizamos las características del instrumento de medición, vemos que la fuerza ejercida por las pesas del estudio es perpendicular al piso y paralela a la dirección de la fuerza de gravedad; también hemos de observar que las angulaciones a 60° son mas paralelas a la dirección de la fuerza que los medidos a 45° , es por ello, que podemos afirmar, que las angulaciones a 45° presentan mayor doblez de segundo orden entre bracket-alambre que los alambres a 60° , lo que provoca que estén en configuración activa y pasiva respectivamente (77, 79, 82); con lo cual es de suponer que al realizar las mediciones, los alambres a 45° aumentarán su fricción (**Fig. 27**).

La Figura 27, muestra las angulaciones que se forman entre los alambres y la dirección de la fuerza a 45° y 60° respectivamente, se puede observar que en angulaciones a 45° el bracket sufriría una mayor angulación de segundo orden y por lo tanto, un ángulo de contacto crítico más comprometido que los alambres a 60° , los cuales al tener la superficie de deslizamiento del alambre mas paralela a la dirección de la fuerza, es más probable que tengan menos fricción, ya que tanto las angulaciones y el ángulo de contacto crítico se minimizan.



Fig.27 Instrumentos de medición a 45° - 60° y su influencia en la fricción.

En la literatura hay pocos estudios^{60,62,65,68,69,83,138} que analicen la fricción de acuerdo a un grado de inclinación del instrumento de medición; solo miden la fricción deslizando un alambre a través de un plano horizontal o vertical, pero no en un plano intermedio entre ambos. También hemos visto, que solo analizan el deslizamiento de distintos alambres a través del slot del brackets y no de un bracket a través de un alambre,²⁰⁻⁸⁰ lo cual es un error ya que cuando deslizamos un alambre, el bracket está fijo (unido a una base rígida) y la fuerza que es paralela a la dirección de deslizamiento no genera movimientos ondulatorios (a no ser que los brackets se peguen a diferentes alturas), sino que generan un movimiento de deslizamiento mecánicamente puro (sin formación de ángulo de contacto crítico) y la fricción dependerá más de la fuerza de ligado o de las características superficiales de los alambres, que de factores asociados a la formación de ángulos críticos, que son de mucha importancia, sobretodo en la mecánica de deslizamiento para el cierre de espacios y para la retracción de caninos. En este estudio hemos tratado de medir los factores más relevantes que producen fricción y que puedan ser medibles, sobre todo los asociados directamente a causar fricción en el laboratorio, entre estos tenemos: calibre-aleación del alambre, el tipo de ligadura y la angulación del instrumento de medición asociados al uso o no del compuesto.

Si comparamos los resultados de los alambres a 60° con los resultados a 45° podremos ver que hay una disminución de la fricción en alambres analizados a 60°, sobre todo en las comparaciones de los alambres de 0.020" acero, 0.019x0.025" acero y 0.021x0.025" acero, mientras que en las otras aleaciones no hay disminución o si la hay es muy leve.

VI.2 Características de la muestra

Al observar la totalidad de la muestra (angulaciones a 45° y 60°), hemos observado que la acción del Orthospeed® siempre fue mejor en todas las pruebas (tablas 1 y 2), ya que disminuyen considerablemente el tiempo y aumentan la distancia de deslizamiento final, prueba de ello lo brinda la tabla 7 donde se encontró diferencias estadísticamente significativas del tiempo y la

distancia de deslizamiento. Ya desde este punto, pudimos predecir la eficacia que representaría el uso de Orthospeed® en la comparación de los alambres analizados con y sin compuesto.

Posteriormente al analizar las angulaciones a 45°, vemos que la disminución del tiempo fue mejor en todas las pruebas cuando se añadió Orthospeed®, salvo en el caso de alambres de acero de 0.021x0.025" y ligados con ligaduras metálicas donde si no agregamos el producto se logra una distancia promedio de 30cm pero si agregamos el compuesto los resultados se vuelven desastrosos ya que logramos que se deslice el alambre una distancia promedio de tan solo 7cm.

También podemos observar que existen datos donde la fricción estática es muy alta y no se produce movimiento o deslizamiento alguno, estos datos se encontraron en las siguientes combinaciones: alambres de 0.020" de acero con ligaduras elásticas, alambres de 0.019x0.025" de TMA con ligaduras elásticas y en alambres 0.021x0.025" de acero con ligaduras elásticas. Parece que las ligaduras elásticas mas la angulación del instrumento de medición causa una fuerza de fricción muy grande, aunque a esto podrían sumarse también el tipo de aleación del alambre o la morfología del bracket.

Franchi¹³⁴ et al, también encontraron que las ligaduras convencionales causan más fricción que las ligaduras no convencionales y que los brackets de autoligado pasivo durante la mecánica de deslizamiento. Sin embargo, Kartik¹³⁵ et al, demostraron en su estudio in vivo que el tiempo requerido para retraer los caninos utilizando ligaduras convencionales y no convencionales era parecido. En nuestro estudio las ligaduras elásticas generan mucha fricción cuando se combinan con alambres de acero y angulación de 45°, pero al aumentar la angulación (60°) que es mas paralela a la dirección de la fuerza, la fricción desaparece, lo que da como resultado un deslizamiento libre y constante.

En las comparaciones a 60°, vemos que se reduce la fricción considerablemente en casi todas las pruebas, solo que en los alambres de 0.019x0.025" de TMA con ligaduras metálicas donde no utilizamos

Orthospeed®, la fricción es muy grande, dando un tiempo promedio de deslizamiento de 200 segundos y distancia de 0cm, posteriormente, al agregar el producto la cantidad de fricción sigue siendo grande, ya que el tiempo promedio de deslizamiento es de 0.44 segundos y la distancia de 0.42cm. No obstante, hemos observado que la cantidad de fricción presente en las mediciones de los alambres a 60° es menor que en alambres a 45° tanto con o sin el producto, esto podría explicarse porque en las mediciones a 60°, la dirección de movimiento es mas paralela a la dirección de la fuerza de deslizamiento y a la dirección de la gravedad, siendo estos factores los que podrían influenciar en la cantidad de fuerza ejercida ($F_{\text{ej.}}$) y la cantidad de fuerza eficaz ($F_{\text{ef.}}$) donde: $F_{\text{ef.}60^\circ} > F_{\text{ef.}45^\circ}$ ¹²⁷.

Estos datos son relevantes, ya que clínicamente hablando, durante la fase de cierre de espacios o en la retracción de caninos, será importante primero una nivelación y alineamiento adecuado, donde no exista posibilidad de formación de algún ángulo de contacto crítico; segundo que la dirección de la fuerza sea lo más paralela posible a la dirección de deslizamiento (difícil de controlar por la existencia de factores tales como el centro de resistencia del diente) y tercero que se utilicen alambres rígidos y muy pulidos que eviten movimientos oscilantes que se producen durante el movimiento dental a causa de la masticación de los alimentos.

Al analizar los datos con los paquetes estadísticos correspondientes hicimos las respectivas pruebas de normalidad de los datos en general y vimos que tenían una distribución caótica no normal, lo que nos llevo a utilizar pruebas no paramétricas para analizar todos los datos. Es importante mencionar esto, porque hemos encontrado comparaciones donde las medias y las medianas indican que existen diferencias estadísticamente significativas, sin embargo al aplicar las respectivas pruebas no paramétricas, vimos que no existen realmente tales diferencias, los rangos también fueron de mucha ayuda para verificar la significancia de los datos; por otra parte, hay pruebas donde no se encuentran diferencias estadísticamente significativas debido quizá a la poca cantidad de datos comparados (ausencia de potencia estadística); pero en general las pruebas demuestran la confiabilidad de nuestro estudio.

Nuestros resultados confirman que una alta proporción de fuerza utilizada en la mecánica de deslizamiento es perdida debido a la fricción estática y dinámica en el complejo arco-bracket. Además la interpretación de los resultados registrados por cada tipo de variable confirma la significancia de la geometría y calibre de los alambres en aumentar o disminuir la fricción en la mecánica de deslizamiento.

VI.3 Medios para disminuir la fricción

Para encontrar soluciones a la resistencia al deslizamiento durante el movimiento dental, los investigadores han estado realizando múltiples investigaciones en el área de la biomecánica o la mecanoterapia que favorecen el diseño de nuevos materiales y técnicas que son prometedoras. Actualmente, para mejorar el libre deslizamiento entre dos o más superficies contactantes (alambres – brackets), existen diferentes técnicas de recubrimiento que disminuyen la fricción de los alambres, algunos de estas son: implantación de iones, deposición de plasma, uso de teflón y recientemente salido al mercado encontramos el compuesto Orthospeed®, cuyo uso parece prometedor en el campo de la odontología.

Al revisar la literatura,^{43,76,120,136} observamos que la experimentación realizada con las distintas técnicas que sirven para disminuir la resistencia al deslizamiento, aún conllevan problemas, ya que solo se ha logrado disminuir la fricción entre un 45% y un 55%, mientras que con el nuevo compuesto Orthospeed®, la fricción in vitro se reduce considerablemente casi en un 100-300% dependiendo del alambre y tipo de ligadura a utilizar (**tabla 7**).

Otro aspecto importante que hay que mencionar de este producto es que además de reducir o incluso eliminar la fricción, no cambia las propiedades de los alambres, *ya que solo actúa como un amortiguador entre el alambre y el compuesto evitando así el rozamiento* (127), por lo tanto, manteniendo las cualidades y características que cada alambre presenta (**Fig. 29**). En cambio,

con los alambres implantados con iones se modifican algunas propiedades como el tan anhelado springback de los alambres de Ni-Ti.

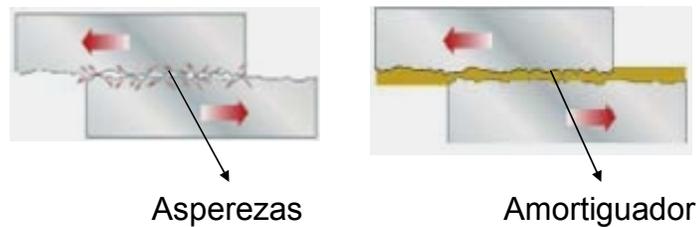


Fig.29 Orthospeed® como amortiguador

Hubiese sido interesante analizar la fricción y la acción del compuesto en alambres de Níquel-Titanio, ya que son las aleaciones que hoy en día mas se utilizan en ortodoncia, además que combinados con el uso de brackets donde vienen incorporados los dobleces del primer al tercer orden en su diseño, logran reducir el tiempo de tratamiento, ya que no se necesitan de tantos arcos y tantas citas para alcanzar los objetivos esperados. Por ello, cabe mencionar que fue imposible conseguir alambres de Ni-Ti, ya que la mayoría vienen en arcos preformados y no es posible hacer alguna medición con el instrumento de medición. Sin embargo, en un ensayo clínico donde se utilizó el compuesto Orthospeed® (JAL-90458)¹²⁷ como amortiguador de la fricción de alambres, se pudo demostrar que se requirieron tan solo siete citas y tres alambres (Ni-Ti de 0.014", Ni-Ti de 0.019x0.025" y acero de 0.019x0.025") para cumplir con los requisitos de un tratamiento adecuado, ya que se verificó que los dientes estaban bien alineados/nivelados y con torque individual adecuado en poco tiempo de tratamiento.

Como fue de esperar, este ensayo clínico demostró que el compuesto Orthospeed® disminuye la fricción de manera altamente significativa, casi al triple que cuando se utiliza un aparato ortodóncico convencional diferente al utilizado por la técnica recomendada por el investigador (Sistema Sinergy®) y casi a la mitad que cuando se utiliza un aparato ortodóncico de la misma técnica pero sin compuesto. No cabe duda, que este nuevo producto de baja fricción Orthospeed® podría disminuir la fricción en cualquier tipo de

maloclusión y a cualquier edad independientemente de las características del aparato ortodóncico a utilizar.

Sabemos que todo estudio in vitro es solo una representación experimental de lo que podría suceder in vivo, creemos que la variedad casuística podría conllevar alteraciones en el método o técnica de utilización del producto y podría tirar por la borda años y años de estudio; sin embargo, es importante mencionar que al menos en todas las pruebas donde se utilizó este compuesto, la combinación con Orthospeed® fue superior, es decir, que disminuyó de manera estadísticamente significativa la fricción estática y dinámica de todos los alambres donde no se utilizó el producto. Las tablas 7, 8, 9, 13, 17, 20, 25 y 29 dan una prueba clara de ello.

Por otra parte, es importante mencionar que este producto (Orthospeed®) no tiene o tiene pocos efectos en la disminución de la fricción en alambres de TMA (tablas 12, 16, 24, 28); datos que nos decepcionan, ya que el compuesto si funciona adecuadamente en los otros tipos de alambres analizados. Estos resultados de los alambres de TMA son opuestos a los encontrados por Burstone⁵³ y Kusy¹²⁰ quienes sí lograron disminuir la fricción de alambres de TMA colored con implantación de iones en sus estudios, mientras tanto; sin embargo Kula⁷⁶ demostró que clínicamente el cierre de espacios no era significativo con alambres implantados con iones, lo que nos lleva a pensar que los alambres de TMA son aleaciones difíciles de disminuir la fricción y no son buenos candidatos para utilizarlos en la mecánica de deslizamiento.

VI.2.1 Comparación del compuesto entre calibres

En este estudio, cuando comparamos la acción del compuesto entre calibres de alambres en el instrumento de medición a 45°, observamos que el compuesto funciona bien en todos calibres de alambres (tablas 9, 13, 17); en los calibres analizados en el instrumento de medición a 60° vimos que el compuesto también disminuye la fricción adecuadamente (tablas 22, 26 y 30).

En todas estas pruebas hemos obtenido diferencias estadísticamente significativas tanto para la distancia como para el tiempo de deslizamiento. Esto indica que no interesa el tipo de calibre que se esté utilizando ya que el producto elimina la fricción adecuadamente en cualquiera de ellos.

De los tres calibres analizados, fueron los alambres de 0.021x0.025” en donde la fricción se disminuye de manera más significativa, seguidamente tenemos a los alambres de 0.020” y 0.019x0.025” respectivamente. Según indica la literatura,¹²⁷ esto ocurre porque el compuesto se mantiene más tiempo en la interfase slot-alambre cuanto más grueso sea el alambre y por lo tanto, al no discurrirse el gel, como ocurriría en alambres más delgados durante el deslizamiento, su acción amortiguadora será prolongada en el tiempo. En el caso de no hacer deslizamiento de los brackets como ocurre en la etapa de nivelación y alineamiento, los efectos del Orthospeed® serían adecuados en alambres delgados y flexibles como los de Ni-Ti, ya que habrá un mínimo rozamiento y por tanto, el compuesto se mantendrá más tiempo en la interfase arco-bracket. Sin embargo, existen otras variables como la saliva, el desplazamiento de alimentos y la corrosión de los alambres quienes podrían influenciar en la cantidad de fricción final.

Schumacher¹³⁷ en la comparación de arcos de 0.019x0.025” contra 0.020x0.020” reveló que el grosor de los alambres juega un papel claramente crucial e influenciable en la fricción por deslizamiento. Además los resultados de estudios previos, así como las referencias de la literatura^{19, 27, 45, 73} indican que el bracket responde al proceso de deslizamiento aumentando la fricción de frenado si la dimensión vertical del arco se incrementa; sin embargo, si el arco está libre en el slot la fricción disminuye. En nuestro estudio, el aumento del calibre del alambre no representa un aumento de la fricción como indican estudios previos, más bien al contrario, los efectos del compuesto hacen que se disminuya más la fricción conforme aumentamos el calibre del arco.

Esto es clínicamente relevante, por el hecho de que en muchas técnicas de ortodoncia, para conseguir una adecuada torsión de los dientes se necesitan utilizar alambres más gruesos que consigan llenar por completo el

slot del bracket, sin embargo, a causa de la fricción a veces no se consigue dar la angulación prescrita de los brackets, por ello el uso de Orthospeed® sería de mucha ayuda para conseguir la angulación deseada e indispensable en la fase de terminación donde pretendemos obtener la máxima expresión de la prescripción de los brackets.

VI.1.2 Comparación del compuesto entre aleaciones

A partir de las pruebas realizadas, se encontró menos fricción estática y dinámica en los alambres con Orthospeed® (excepto en los alambres de TMA) que en los alambres sin compuesto. Esta disminución de la fricción se presentó de manera similar en cualquier tipo de calibre de alambre como ya anteriormente habíamos señalado, pero no está demás recalcar que son los alambres de Acero Inoxidable AISI 316 y Acero Elgiloy en quienes se encontró las diferencias más significativas

Estudios previos,⁵⁰ indican que los alambres de acero tienen el más bajo coeficiente de fricción estática y cinética durante la mecánica de deslizamiento. Sin embargo, muchas veces estos efectos son anulados a causa de la fricción de las ligaduras o por la geometría y textura superficial de los alambres y brackets. En nuestro estudio, las ligaduras convencionales en unión con alambres de acero en algunos casos y con alambres de TMA en otros casos produjeron la mayor cantidad de fricción encontrada, siendo este un factor muy desfavorable para la mecánica de deslizamiento. Sin embargo, al utilizar Orthospeed®, las características de baja fricción de los alambres de Acero Inoxidable AISI 316 y Acero Elgiloy pasan a formar un papel importante, ya que se disminuye la fricción de manera muy significativa y las ligaduras o cualquier otra variable in vitro ya no representan un problema.

Sabemos que los alambres de Acero Elgiloy reforzado, son excelentes para la confección de arcos segmentados y retenedores; además, se emplea en funciones de alineación, torsión, rotación, retracción y detallado final de los casos. Todas estas aplicaciones, nos conducen a la reflexión de lo que

significaría su uso en unión con el compuesto, ya que en este estudio los mejores resultados se obtuvieron con alambres de Acero Elgiloy en combinación con Orthospeed®. Además también hemos observado que conforme aumentamos su calibre, los alambres de Acero Elgiloy tienen menos fricción (Tablas 19 y 31).

No podemos decir exactamente porque se dan mejores resultados en los alambres de Acero Elgiloy cuando se utiliza Orthospeed®, quizá sea el hecho de que los alambres de Acero Elgiloy reforzado tengan una superficie mas pulida o que sus propiedades elásticas mejoradas frente al acero inoxidable AISI 316 hace que no se libere tanta tensión al realizar las pruebas o quizá sea simplemente su gran rigidez.^{7, 43, 74} Sin embargo, consideramos que se necesitan más investigaciones para demostrar estas teorías.

Según Loftus⁷⁷ et al, la fricción de los arcos de TMA son mayores que los arcos de Ni-Ti, pero la fricción de los alambres de acero es similar a los alambres de Ni-Ti. En nuestro estudio, conforme a los resultados obtenidos hemos observado que la fricción de los alambres de TMA siempre fue mayor que los otros dos alambres analizados aun en presencia del compuesto, lo cual nos lleva a pensar que estos alambres tienen un comportamiento friccional exagerado. Parece que los estudios con implantación de iones en aleaciones de TMA^{43, 53, 71, 76} lograron mejores resultados que nosotros en disminuir la fricción, sin embargo, no debemos de olvidar que estas técnicas aun conllevan problemas que han sido comentados anteriormente. Sería interesante analizar y probar la acción del compuesto en alambres implantados con iones para ver si el compuesto influye aun más en la reducción de la resistencia al deslizamiento.

Para Matarese³⁴ el "Gold Standard" o la combinación perfecta de baja fricción viene dado por la combinación de brackets de acero inoxidable y arcos de Ni-Ti. Lo considera así por el hecho de que en etapas de nivelación y alineamiento, donde existe una gran angulación por la malposición dentaria, se cree que los alambres de Ni Ti tienen menos fricción que los alambres de acero

debido a su gran flexibilidad, la cual contribuye en la disminución de la fuerza normal de los puntos de contacto.

Creemos que esta característica de los alambres de Níquel Titanio, sumado a la eficacia de la reducción de la fricción del compuesto, podría representar un gran avance en el mundo de la ortodoncia, así pues, estaríamos de acuerdo con Matarese en mencionar que la mejor combinación para producir baja fricción durante las etapas de alineación-nivelación, viene dado por la combinación de alambres de Ni-Ti/brackets Sinergy® pero en combinación con el compuesto Orthospeed®, los estudios de Alió et al¹²⁷ avalan esto. Mientras que, en etapas de cierre de espacios, obtención del torque y finalización o detallado de los casos, sería ideal el uso de alambres de Acero Inoxidable AISI 316 o Acero Elgiloy en combinación con el producto para obtener una angulación y torques adecuados de los casos.

VI.2 Comparación entre calibres

Sabemos que cuando un alambre contacta con las paredes del slot del bracket, el que se forme un ángulo de contacto crítico negativo depende mucho del calibre y aleación de los alambres, pero en este estudio también dependió del grado de angulación que presentó el instrumento de medición y de la morfología del bracket. Anteriormente habíamos visto que las mediciones en el instrumento de medición a 45° representan una configuración activa y los alambres medidos en el instrumento de medición a 60° representan la configuración pasiva (fuerza de deslizamiento casi paralela a la dirección de deslizamiento). Por otra parte tenemos que tener en cuenta la morfología del bracket, sobre todo en la forma de la ranura y los bordes. Tanne⁵⁹ et al, afirman que los bordes de los brackets deben ser lisos y redondeados y no rectangulares y agudos, puesto que esto influye en la mecánica de deslizamiento. Omana⁹⁰ et al, reportaron que brackets con bordes más agudos producen surcos o ranuras en el alambre que finalmente incrementa la resistencia friccional. Por otra parte Suarez³ et al, confirman que los brackets

Sinergy® están tribológicamente diseñados para cumplir con una mecánica de deslizamiento eficiente. En nuestro estudio los brackets Sinergy®, cumplieron con una mecánica de deslizamiento eficiente y no representó ningún problema durante las pruebas, al contrario su gran diseño y versatilidad, hicieron que se amolde adecuadamente a cualquier calibre de alambre y desempeñen un mecanismo de baja fricción. Cabe mencionar que estos brackets tienen los bordes redondeados y el piso no es plano, es por ello, que clínicamente hablando, se pueden usar alambres rectangulares desde etapas tempranas de tratamiento ya que no se producen tensiones en los bordes del slot como ocurre con otro tipo de brackets convencionales.

Muchos investigadores^{2,7,11,17,29,31} han llegado a la conclusión de que aumentando el calibre de los alambres aumenta la fricción; esto se da sobre todo por las altas tensiones en los bordes de bracket o cuando el slot del bracket es llenado en su totalidad por un alambre, lo cual genera mayor área de contacto entre superficies y por lo tanto mayor fricción, según nuestros análisis pudimos observar que la fricción no depende solamente del aumento del calibre de los alambres sino también de la angulación que presente el instrumento de medición. En tabla 32, que representa angulación de 45° sin Orthospeed® hubo un aumento directo de la fricción desde los alambres de 0.020” hasta 0.019x0.025” pero posteriormente disminuyó en alambres de 0.021x0.025”, esto indica que si existe una fricción diferencial pero que no es como marcan muchos estudios; al agregar compuesto en la tabla 33, los valores de fricción disminuyen y ahora sí que se observa una mínima fricción gradual al aumentar el calibre de los alambres.

En las pruebas analizadas a 60°, como indica la tabla 34, los resultados indican que no hay diferencias significativas, lo cual nos lleva a pensar que tienen un comportamiento friccional parecido, descartándose aún más que el aumentar el calibre de los alambres aumenta la fricción, como habíamos mencionado anteriormente no solo depende del calibre de los brackets si no también de la angulación del instrumento de medición, en este caso las pruebas a 60° producen menos fricción y los valores friccionales se vuelven parecidos. Al agregar el compuesto (tabla 35), podemos observar que disminuye la fricción

en todos los casos, además ya no existe una fricción diferencial como los analizados con compuesto a 45°; una vez más la influencia de la angulación juega un papel importante en el desempeño de la fricción, en este caso, los alambres analizados a 60° tienen mínima fricción parecida, lo cual indica que en presencia de compuesto los diferentes calibres de alambres tienen la misma resistencia al deslizamiento.

Clínicamente hablando, las angulaciones a 60° de nuestro instrumento de medición, representaría un ángulo de contacto crítico mínimo y sin formación de dobleces de segundo orden como cuando los dientes están bien alineados y/o nivelados, listos para el cierre de espacios durante el tratamiento ortodóncico, entonces no importaría mucho si estamos utilizando un alambre grueso o delgado, ya que en presencia de Orthospeed® se comportarán de manera similar, obteniéndose una baja fricción en todos los casos y generando un movimiento libre y constante.

VI.3 Comparación entre aleaciones

Durante las comparaciones se tuvo en cuenta la calidad de la superficie de los alambres y somos conscientes que las condiciones intraorales podrían modificar algunas de las normas de uso de este compuesto, sobre todo por la saliva, formación de placa y oxidación de los alambres, ya que como indican muchos estudios;^{34,47,48,66,103,104} estos parámetros son muy influyentes en la mecánica de deslizamiento, ya que podrían modificar la estructura superficial de los alambres y anular los efectos del Orthospeed®. También hay que tener en cuenta la acción de la saliva y su composición química la cual podría interactuar con el compuesto y formar una película sobre la superficie de los alambres que ayudará en la mecánica de deslizamiento o quizá no^{2,58,69,104}.

Por otra parte, hay que tener muy en cuenta que los alambres de por sí ya vienen con defectos de fábrica, sobre todo a nivel superficial más que estructural. Estos defectos son principalmente la alta rugosidad superficial y aparición de enlaces iónicos^{12,33,50} los cuales podrían ocasionar algún modo de

fricción desde el inicio del tratamiento. Por ello, debemos tener en cuenta que los fabricantes están evaluando continuamente los arcos, sobre todo mejorar su resistencia a la corrosión, biocompatibilidad y baja fricción.

Ya habíamos visto que muchos estudios llegaron a la conclusión que los alambres de acero presentan menor fricción que los alambres de Elgiloy y TMA; sin embargo, nuestros resultados demuestran que una vez más que la angulación del instrumento de medición influye en los resultados finales. En angulaciones de 45° los alambres de Elgiloy obtuvieron los mejores valores de baja fricción, en cambio en angulaciones de 60° los alambres de acero obtuvieron los mejores valores de baja fricción, además también pudimos observar que los valores friccionales más bajos fueron en los alambres a 60° confirmándose una vez más el análisis que hicimos relacionado a la descripción del instrumento de medición.

También cabe mencionar, que los alambres de TMA siempre produjeron la mayor cantidad de fricción de los tres analizados, lo que nos lleva a confirmar una vez más que la acción del compuesto en este tipo de aleaciones es clínicamente irrelevante. Por otra parte hay estudios^{45,48,66} que indican que el comportamiento de los alambres de TMA mejora al ser expuesto en el medio oral, incluso reduciéndose un 50% el coeficiente de fricción cinética que cuando son comparados con los mismos alambres en medios secos, lo cual nos lleva a pensar dos cosas, si el gel del compuesto lubrica adecuadamente los alambres de TMA, ¿Porqué no se disminuye la fricción? y segundo si el medio húmedo mejora las propiedades del TMA, ¿Qué componente hay en la saliva y que no tiene el Orthospeed® que hace que mejoren estos alambres sus propiedades de baja fricción?, de momento no podemos responder a estas interrogantes, pero quizá sea simplemente que los datos encontrados en estos estudios no representen lo que ocurre en realidad.

Para terminar es importante mencionar que las comparaciones de las aleaciones a 60 grados con compuesto (tabla 39), obtuvieron las diferencias estadísticamente más significativas de todos los grupos, lo cual nos lleva a pensar, que a pesar del reducido mundo de baja fricción que presentan estos

tres alambres en presencia de compuesto, hay diferencias de fricción que nos muestran diferencias estadísticamente significativas, sobre todo por los valores contrastados en los alambres de TMA donde la acción del compuesto es ineficaz entre los tres analizados, pero algo mejor que cuando no se utiliza el compuesto y que cuando existe configuración activa como en las comparaciones del instrumento de medición a 45°.

VI.3 Comparación entre ligaduras

La comparación estadística general entre ligaduras en el instrumento de medición a 45° nos dio un resultado estadísticamente no significativo, por otra parte la comparación a 60°, nos dio un resultado aún menos significativo; lo cual indicaría que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los tipos de ligaduras, esto mismo fue comprobado en otros estudios.

En este estudio la técnica de ligado cumple una función principal. Según las indicaciones de ligado con brackets Sinergy®^{3,130-133}, solo es necesario ligar las aletas centrales de los brackets para conseguir una baja fricción, ya que al ligar las seis aletas estaríamos produciendo la máxima fricción. En este trabajo fue imposible ligar solo las aletas centrales, ya que al realizar algunas pruebas de control antes de determinar el peso exacto para todas las pruebas, se pudo observar que ligando solo en el centro no se producía fricción en ninguna de las pruebas, en cambio al ligar las seis aletas, conseguimos la máxima fricción por este sistema de brackets. Según las indicaciones de este sistema, se ligarían las seis aletas en el caso de realizar anclaje mínimo o máximo, dependiendo hacia donde se desee cerrar los espacios, pero para nosotros, nos sirvió para poder analizar adecuadamente el desempeño del compuesto en todas las pruebas. Por otra parte, es importante mencionar que ligando solo las aletas centrales de los brackets Sinergy® es probable que no obtengamos un ángulo de contacto crítico similar a cuando se ligan los tres pares de aletas, el cual ha jugado un rol importante en todas las pruebas.

La literatura¹²⁰ ha demostrado que ligando los brackets en forma de 8 y no de forma convencional, sí que se producen diferencias significativas en la cantidad de fricción producida, sin embargo en este estudio no se tuvo en cuenta esto, ya que el objetivo principal fue ver la acción del compuesto. Aún así, creemos que sería interesante analizar diferentes tipos de ligaduras en combinación con el compuesto para poder determinar si el compuesto influye en los resultados finales. También sería interesante comparar la acción del compuesto en combinación con ligaduras de teflón, que según indican algunos estudios^{35,42,126} disminuyen la fricción de manera significativa para todas las pruebas, por lo cual, no estaría demás probarlos en combinación con el Orthospeed®.

En nuestros resultados al analizar el desempeño de los tipos de ligaduras parece ser que la angulación del instrumento de medición vuelve a tomar un rol importante, ya que los datos reflejan una gran diferencia de resistencia al deslizamiento entre las dos angulaciones. Por otra parte, también podemos observar que en presencia de Orthospeed® se disminuye la fricción en todas las pruebas, asimismo, al aumentar la angulación del instrumento de medición a 60° también hay una disminución de la fricción excepto en las ligaduras de baja fricción, donde parece que al contrario aumenta la fricción, sin embargo la diferencia no es grande, por ello, la diferencia no es significativa.

En las mediciones sin compuesto a 45°, las ligaduras metálicas (Lig Met) son las que producen la menor cantidad de fricción de las tres analizadas, seguido de las ligaduras de baja fricción (BF) y finalmente las ligaduras elásticas (Lig Conv); al agregar el compuesto, las ligaduras convencionales y de Baja fricción y metálicas muestran valores friccionales parecidos ya que no se encuentran diferencias significativas. Mientras tanto en el instrumento de medición a 60° sin compuesto, los mejores valores de baja fricción se encontraron con las ligaduras metálicas, seguido de las ligaduras elásticas y de baja fricción respectivamente, al agregar el compuesto, los tres tipos de ligaduras tienen comportamiento friccional parecido, dándose por hecho que en presencia de compuesto la mínima fricción de los tres alambres es igual. Hasta el momento no hay estudios que demuestren este tipo de comportamiento de

las ligaduras, siempre uno causa más fricción que otro, pero en nuestro estudio los tipos de ligaduras no tienen efectos friccionales importantes cuando se utiliza Orthospeed®.

Es importante mencionar también que los efectos del instrumento de medición solo juegan un papel importante en las ligaduras convencionales, ya que hay una disminución clara de la fricción cuando subimos la angulación de 45° a 60°; mientras tanto, con los otros tipos de ligaduras parece ser que el tipo de angulación del instrumento de medición parece no tener efectos importantes.

Línea de Investigación

Nosotros planteamos el hecho de demostrar la acción del compuesto in vivo, sobre todo en la fase de cierre de espacios que es donde más problemas se han encontrado, asimismo sería interesante averiguar los efectos a nivel microscópico del Orthospeed® sobre los alambres, brackets y ligaduras y su interacción con los fluidos orales.

VII. CONCLUSIONES



Las conclusiones que hemos alcanzado tras analizar los resultados obtenidos en este estudio son las siguientes:

1.- El nuevo compuesto Orthospeed® disminuye de manera altamente significativa la fricción ocasionada por diferentes materiales utilizados en el tratamiento ortodóncico.

2.- El compuesto 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".

3.- El compuesto Orthospeed®, disminuye la fricción de los alambres de acero y Elgiloy de manera altamente significativa, pero no tiene efectos en alambres de Titanio Molibdeno.

4.- El aumento del tamaño de los calibres no representa un aumento de la fricción en todos los casos, sino al contrario en presencia del compuesto se da una disminución de la fricción, aunque dependerá mucho de la angulación y otros factores asociados en la formación de la resistencia al deslizamiento.

5.- La fricción de las aleaciones dependerá de su estructura superficial, pero también de la angulación del instrumento de medición, siendo los alambres de acero quienes tienen la menor cantidad de fricción en angulaciones de 60° y los alambres de Elgiloy en angulaciones de 45°. Los alambres de TMA, tienen la mayor resistencia friccional de los tres analizados.

6.- El compuesto Orthospeed®, disminuyó de forma significativa la fricción de todos los tipos de ligaduras, haciendo que el comportamiento friccional sea parecidos entre ellos. Además mejora significativamente el deslizamiento y reduce la fricción ocasionada por ligaduras convencionales y de baja fricción.

VIII. BIBLIOGRAFÍA



1. Krim J. Surface science and the atomic-scale origins of friction: what once was old is new again. *Surf Sci.* 2002; 500(1): 741-58.
2. Rossoun E. A fundamental review of variables associated with low velocity frictional dynamics. *Semin Orthod.* 2003; 9(4): 223-35.
3. Suárez D. Problemas tribológicos en el diseño de brackets. *Rev Esp Ortod.* 1995; 25: 29-45
4. Lambe W, Whitman R. *Mecánica de Suelos.* Instituto Tecnológico de Massachusetts. 1^{ra} Ed. México: Noriega Editores; 1997.
5. Hamdan A. The effect of different combinations of tip and torque on archwire/bracket friction. *Eur J Orthod.* 2008; 30: 508-14.
6. Schwartz M. Fact of friction: The clinical relevance of in Vitro steady-state friction studies. *J Clin Orthod.* 2007; 41(8): 427-31
7. Suárez D. en Canut Brusola. *Ortodoncia Clínica y terapéutica: Nuevos brackets y aleaciones en ortodoncia.* 2a ed. Madrid: Masson; 2000.
8. Van Leeuwen E, Maltha J. Tooth movement with light continuous and discontinuous forces in a beagle dogs. *Eur J Orthod.* 1999; 107: 468-74.
9. Smith R, Storey E. The importance of force in orthodontics: The design of cuspid retraction springs. *Aust J Dent.* 1952; 56: 291-304.
10. Smith R, Storey E. Force in orthodontics an its relation to tooth movement. *Aust J Dent.* 1952; 56: 11-18.

11. Camargo L, García S. Fricción durante la retracción de caninos en ortodoncia. *Revista CES Odontología*. 2007; 20(2): 57-63.
12. Moore M. Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance. *Eur J Orthod*. 2004; 26: 579-83.
13. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989; 96: 249-54.
14. O'Reilly D, Dowling P. An ex-vivo investigation into the effect of bracket displacement on the resistance to sliding. *Br J Orthod*. 1999 Sep; 26(3): 219-27.
15. Reitan A, Kvan E. Comparative behavior of human and animal tissue during experimental tooth movement. *Angle Orthod*. 1971; 41(1):1-14.
16. Suárez D. Arco recto de baja fricción. *Ortodoncia Española*. 2005; 45(2): 83-12.
17. Cervera A. Fricción en arco recto. *Biomecánica básica. Rev Esp Ortod*. 2003; 33: 65-72.
18. Rossouw E. Friction: An Overview. *Semin Orthod*. 2003; 9(4): 218-22.
19. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1980; 78: 593-09.
20. Clocheret K, Willems G. Dynamic frictional behaviour of orthodontic archwires and brackets. *Eur J Orthod*. 2004; 26: 163-70.
- 21 Keith O, Jones S. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontics brackets. *Br J Orthod*. 1993; 20: 109-15.

22. Chimenti C, Franchi L. Friction of orthodontic elastomeric ligatures whit different dimensions. *Angle Orthod.* 2005. 75; 421-25.
23. Tselepis M. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994; 106: 131-38.
24. Schwartz ML. Fact or friction: The clinical relevance of in Vitro steady-state friction studies. *J Clin Orthod.* 2007; 41(8): 427-31
25. Michelberger D, Reg L. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000; 118: 662-74.
26. Vaughan J, Duncanson M, Nanda R. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995; 107: 20-27
27. Drescher D, Bourauel C, Schumacer HA. Frictional forces between brackets and archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989; 96: 397-04.
28. Fourie Z, Ozcan M. Effect of dental arch convexity and type of archwire on frictional forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 136: 14.e1-14.e7.
29. Braunchi L, Senn C. Active and passive self-ligation – a myth? *Angle Orthod.* 2011; 81: 312-18
30. Nanda R, Ghosh J. *Biomecánica en ortodoncia clínica: Consideraciones biomecánicas en la mecánica de deslizamiento.* 1a ed. Buenos Aires: Panamericana; 1998.
31. Bobadilla M. Medición in vitro de la fuerza de fricción en duplas arco-bracket con angulación. *Rev Ing Biomed.* 2008; 2(3): 84-90.

32. Proffit W, Field H. *Ortodoncia Contemporánea*. 4a ed. Barcelona: Elsevier España S.L.; 2008.
33. Kapila S, Angolcar P, Duncanson M. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990; 98: 117-26.
34. Matarese G, Nucera R, Militi A. Evaluation of frictional forces during dental alignment: An experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; 133: 708-15.
35. Edward G, Davies E. The ex vivo frictional forces between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod*. 1997; 3: 166-77.
36. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland J. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005; 127(6): 670-75.
37. Kusy R, Whitley J. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod*. 1988; 58(1):33-45.
38. Prosocki R, Bagby M. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1991; 100: 341-48.
39. Doshi U, Wasundhara A. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011; 139: 74-79.
40. Henao S. Frictional evaluations of dental typodonts models using four self-ligation designs and a conventional design. *Angle Orthod*. 2004; 75: 75-85.
41. Pratten DH, Popli K, Germane N. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990; 98(5): 398-03.

42. Ribeiro A, Mattos C, Ruellas A. In vitro comparison of the friction forces in new and used brackets. *Orthodontics*. 2012; 13: e44-e50.
43. Gil FJ, Solano E, Campos A. Improvement of the friction behaviour of NiTi orthodontic arch wires by nitrogen diffusion. *Bio-Medical Materials and Engineering*. 1998; 8: 335-42.
44. Lisniewska J. Evaluation of force systems from a “free-end” force system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; 133: 791.e1-791.e10.
45. Ogata R, Nanda R, Currier F. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996; 109: 535-42.
46. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003; 123: 416-22.
47. Fisher H, Souni M. Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016 x 0.022 NiTi archwires. *Journal of Orofacial Orthopedic* 2003; 64: 88-99.
48. Bourauel C, Fries T, Drescher D. Surface roughness of orthodontics wires via atomic force microscopy, laser reflectance and profilometry. *Eur J Orthod*. 1998; 20: 79-92.
49. Ireland A, Mc Donald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur J Orthod*. 1991; 13: 322-28.
50. Kusy R, Whitley J. Comparisons of surface roughnesses and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004; 126: 589-03.
51. Thomas S, Sherriff M. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-

adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod.* 1998; 20: 589-96.

52. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Frictional resistance in orthodontic brackets with repeated use. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999 116(4): 400-04.

53. Burstone CJ, Farzin-Nia F. Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. *J Clin Orthod.* 1995; 29(7): 453-61.

54. Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod.* 1995; 66: 215-22.

55. Bednar J, Gruendeman G. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991; 100: 513-22.

56. Angolcar P, Kapila S. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990; 98: 499-06.

57. Ho K, West V. Friction resistance between edgewise brackets and archwires. *Aus Orthod J.* 1991; 12: 95-99.

58. Garner L, Allai W. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986; 90: 199-03.

59. Tanne K, Matsubara S. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994; 106: 273-278.

60. Chin-Liang Y. In-vitro evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 131: 704.e11-704.e22.

61. Cash A, Curtis R. A comparative study of the static and kinetic frictional resistance of titanium molybdenum alloy archwires in stainless steel brackets. *Eur J Orthod* 2004; 26: 105-111.
62. Kusy R, Withley J. Influence of archwire and brackets dimensions on sliding mechanics: derivation and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod*. 1999; 21: 199-208.
63. Burrow JS. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009; 135: 422-447.
64. Thorstenson GA, Kusy R. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulations in the dry and wet states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001; 120: 361-70.
65. Articulo L, Kusy R. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999; 51: 115-39
66. Whitley J, Kusy R. Influence of interbracket distances on the resistance to sliding of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007; 132: 360-362.
67. Hansen J, Kusy R. Archwire damage from ceramic brackets via notching. *Orthod Rev*. 1997; 11: 27-31.
68. Kusy R, Whitley J. Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and bracket slots via the critical contact angle for binding. *Angle Orthod*. 1999; 69: 71-80.
69. 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 (3): 295-05.

70. Nishio C, Fonseca A, Nelson C. In vitro evaluation of frictional forces between arch wires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004; 125: 56-64.
71. Redlich M, Katz A, Rapoport L. Improved orthodontic stainless steel wires coated with inorganic fullerene-like nanoparticles of WS₂ impregnated in electroless nickel-phosphorous film. *Dent Mater.* 2008; 24: 1640-46.
72. Kusy R. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod* 1991; 61(4): 293-02.
73. Andreasen G, Quevedo F. Evaluation of frictional forces in the 0.022x0.028 edgewise bracket in vitro. *J Biomech.* 1970; 3: 151-60.
74. Quincoces Riesco I. Características de los materiales utilizados en ortodoncia. Tesina de licenciatura. Universidad Complutense de Madrid. España, 1997.
75. Bass A. Estudio comparativo entre arcos simple y doble llave en acero y TMA y distribución de cargas sobre los elementos dentarios. *Ortodoncia Clínica* 2005; 8 (1): 44-49.
76. Kula K. Effect of implantation of TMA archwires on the rate of orthodontic sliding space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998; 114(5): 577-81.
77. Loftus B, Artun J. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999; 116: 336-45.
78. Nielsen NH, Menné T. Nickel sensitization and ear piercing in an unselected Danish population. Glostrup Allergy Study. *Contact Dermatitis.* 1993; 29(1): 16-21.

79. Ho K, West C. Friction resistance between edgewise brackets and archwires. *Aust Orthod J*. 1991; 12(2):95-99.
80. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001; 120: 98-11.
81. Vijayalakshmi R, Nagachandran K. A comparative evaluation of metallurgical properties of stainless steel and TMA archwires with titanium and titanium niobium archwires--an in vitro study. *Indian J Dent Res*. 2009; 20(4): 448-52.
82. Krishnan V, Jyothindra K. Mechanical properties and surface characteristics of three archwires alloys. *Angle Orthod*. 2004; 74: 825-31.
83. Whitley 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.
84. Juvvadi S, Kailasam V. Physical, mechanical and flexural properties of 3 orthodontic wires: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010; 138(5): 623-30.
85. 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.
86. Dickson J, Jones S. A comparison of the frictional characteristics of the five initial alignment wires and stainless steel brackets at three brackets to wire angulations: an in vitro study. *Br J Orthod*. 1994; 21: 15-22.
87. 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.

88. Kusy R. Ongoing innovation in biomechanics and materials for the new millennium. *Angle Orthod.* 2000; 70: 366-76.
89. Sims A, Waters N. A comparison of the forces required to produce tooth movement ex vivo through three types of pre-adjusted brackets when subjected to determined tip or torque values. *Br J Orthod.* 1994; 21(4): 367-73.
90. Omana H, Moore R. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod.* 1992; 26(7): 425-32.
91. Darryl V, Smith P. Quantified simulation of canine retraction: Evaluation of frictional resistance. *Semin Orthod.* 2003; 9: 262-80.
92. Ozturk Y, Yurdakuloglu T. A comparative in vitro study of frictional resistance between lingual brackets and stainless steel archwires. *Eur J Orthod.* 2011; 13: 1-7.
93. Anusavice KJ. PHILLIPS: Ciencia de los materiales dentales. 11^a ed. Madrid: Elsevier España SL; 2004.
94. Hidei Loi, Yumi Yanase. Frictional resistance in plastic preadjusted brackets ligated with low-friction and conventional elastomeric ligatures. *J Orthod.* 2009; 36: 17-22.
95. Saunders C, Kusy R. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994; 106(1): 76-87.
96. Deguchi T, Mikako Imai. Clinical evaluation of low friction attachment device during canine retraction. *Angle Orthod.* 2007; 77(6): 968-72.
97. Chung M, Nikolai R. Third-order torque and self-ligating orthodontic bracket-tipe effects on sliding friction. *Angle Orthod.* 2009; 79: 551-57.

98. Eberling J, Straja S. Treatment time, outcome and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clin Orthod Res.* 2001; 4: 228-34.
99. Harradine N. Self-ligating brackets and treatment efficiency. *Clin Orthod Res.* 2001; 4: 220-27.
100. Mc Kamey R, Kusy k. Saunders C. Stress-relaxing composite ligature wires: formulation and characteristics. *Angle Orthod.* 1999; 69: 441-49.
101. Damon D. The Damon low-friction bracket: a biological compatible straight-wire system. *J Clin Orthod.* 1998; 32: 670-80.
102. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod.* 1998; 20(3): 283-91.
103. Al-Khatib S, Berradja A. In vitro friction of stainless steel arch wire-bracket combinations in air and different aqueous solutions. *Orthod Craniofacial Res.* 2005, 8: 96-105.
104. Wichelhaus A, Geserick M. The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dent Mater* 2005; 21: 938-45.
105. Bo-Sun K, Seung-Hak B. Three dimensional relationships between the critical angle and the torque angle. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 123: 64-73.
106. Husmann P, Bourauel C. The frictional behavior of coated guiding archwires. *J Orofac Orthop.* 2002; 63: 199-11.
107. Marcipar AC. Cierre de espacios. Monografía presentada al programa de especialización en ortodoncia. Buenos Aires: Sociedad Argentina de Ortodoncia; 2005.

108. Wadhwa PK, Kwon HK. Friction resistance in ceramic and metal brackets. *J Clin Orthod*. 2004; 38: 35-38.
109. Yukio K, Hisao F. Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010; 138: 704.e1-702.e6.
110. Kusy R, Whitley J. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod*. 1997; 3: 166-77.
111. Downing A, McCabe J. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod*. 1994; 21: 349-57.
112. Braun S, Bluestein M. Friction in perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999; 115(6): 619-27.
113. Jukio K, Hisao F. The effects of friction and flexural rigidity of the archwire on canine movement in sliding mechanics: A numerical simulation with a 3-dimensional finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006; 130: 275.e1-275.e10.
114. Suárez Quintanilla en Bascones. Compendio de odontología: Tratado de ortodoncia XIX: Selección clínica de alambres en las diferentes fases del tratamiento de ortodoncia. 3a ed. Madrid: Avances Médico-dentales; 2000.
115. Luengo López O. Estudio tribológico de fricción y desgaste de capas de aleación NiP. Proyecto de fin de carrera. Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Barcelona. España, 2008.
116. Kusy R, Saunders C. en Nanda R. Biomecánica en Ortodoncia Clínica: Mejoramiento de la mecánica de los arcos mediante química de superficie. 1a ed. Buenos aires: Panamericana; 1998.
117. Mendes K, Rossouw P. Friction: Validation of manufacturer's claim. *Semin Orthod* 2003; 9(4): 236-50.

118. Sioshansi P. Tailoring surface properties by ion implantation. *Materials Engineering* 1987; 90: 19-23.
119. Kusy R, Andrews S. en Spalvins T. Ion nitriding and ion carburizing: Tribological properties of ion implanted model orthodontic appliances. 1a ed. Ohio: ASM International; 1991.
120. Kusy RP, Tubin EJ. Frictional coefficients of ion-implanted alumina against ion-implanted beta-titanium in the low load, low velocity, single pass regime. *Dent Mater.* 1992 May; 8(3): 167-72.
121. Abad P. Tratamientos superficiales y recubrimientos. *Cuad de Cerám y vit* 1999; 8: 11-18.
122. Zufall S, Kusy R. Sliding mechanics of coated composites wires and the development of an engineering model for binding. *Angle Orthod* 2000; 70(1): 34-47.
123. Galliano P. Sol-Gel coating on 316L steel for clinical applications. *J Sol-Gel Sci Techn.* 1998; 13(1-3): 723-27.
124. Ryan R, Walker G. The effects of ion implantation on rate of tooth movement: An in vitro model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 112(1): 64-68.
125. Boccio F, Gil F. Optimización superficial de alambres de ortodoncia de Ni-Ti superelástico mediante nitruración gaseosa. Parte II: Cuantificación de la mejora de la nanodureza y el coeficiente de fricción. *Biomecánica* 1999; VII (13): 39-45.
126. Neuman P, Bourauel C. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and convencional orthodontic wires. *J Mater Sci Mater Med.* 2002; 13(2): 141-47.

127. Alió Sanz J. en Expo-orto 09: Análisis de fiabilidad y validación científica en la fase de nivelación del JAL-90458 como producto que disminuye la fricción en el tratamiento con aparatos fijos multibrackets. 1a ed. Madrid: Ripano; 2009.
128. Jiménez R. Metodología de la investigación: Elementos básicos para la investigación clínica. 1a ed. La Habana. Ciencias Médicas; 1998.
129. Sierra R. Tesis Doctorales y Trabajos de Investigación Científica: Metodología general de su elaboración y documentación. 5a ed. Madrid: THOMSON; 2003.
130. Rudman T. SWLF: Sinergy® R Bracket. Clin Rev. 2007-2008: 4-11.
131. Barreiros M. A comprehensive study of kinetic frictional forces on brackets. Clin Rev. 2007-2008: 22-25.
132. Silvestrini A. Low Friction Systems. Kinetic friction evaluation testing. Clin Rev. 2007-2008: 38-42.
133. Suarez D. General approach and elements of the straight wire low friction. Clin Rev. 2007-2008: 44-62.
134. Franchi L, Baccetti T. Forces released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 133: 87-90.
135. Kartik K, Dholakiaa. Clinical efficiency of nonconventional elastomeric ligatures in the canine retraction phase of preadjusted edgewise appliance therapy: An in-vivo study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012; 141(6): 715-22.
136. Rendón L, Cano G. In vitro evaluation of frictional resistance between ceramic brackets and orthodontic steel arches with and without glass coatings

applied by Sol-Gel method. Revista Facultad de Odontología. Universidad de Antioquia. 2008; 20(1): 58-68.

137. Schumacer H, Bourauel C. The influence of bracket design on frictional losses in the Bracket/Arch wire system. J Orofac Orthop 1999; 60(5): 335-47.

138. Thorstenson G, Kusy R. Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. Angle Orthod. 2003; 73: 418-30.

RESUMEN

Introducción: la fricción es la resistencia al deslizamiento que existe cuando un cuerpo rígido o blando es deslizado sobre otro, en el tratamiento ortodóncico existen múltiples variables que pueden causar fricción, algunos de ellos son: textura superficial y sección transversal de los alambres, tipo de ligadura y ángulo de contacto crítico.

Objetivos: Comprobar el efecto de Orthospeed® en la disminución de la fricción, según el tipo de calibre-aleación del alambre, tipo de ligadura y angulación del instrumento de medición.

Resultados: Las pruebas estadísticas mostraron diferencias estadísticamente significativas en todas las pruebas donde se utilizó Orthospeed®. Lo cual indica, que disminuye la fricción independientemente del tipo de sección transversal - aleación del alambre y del tipo de ligadura; excepto en alambres de TMA, donde el compuesto no logra disminuir la fricción, más bien en algunos casos la aumenta. El aumentar el calibre en alambres sin compuesto a 45° y 60°, no mostró un aumento de la fricción; al agregar el compuesto, los alambres a 45° produjeron un aumento de la fricción conforme se aumento la sección del alambre, mientras que en alambres a 60° la baja fricción fue similar. En angulaciones a 45°, los alambres de Elgiloy fueron los que produjeron la menor fricción seguido del acero y con mucha fricción los alambres de TMA; en angulaciones a 60°, los alambres de acero tienen la menor cantidad de fricción, seguido del Elgiloy y con la mayor fricción los alambres de TMA. Antes de utilizar el compuesto, existía una fricción diferencial en los tipos de ligaduras siendo las ligaduras metálicas las que menos fricción producían a 45° y 60°, pero al agregar Orthospeed® se reduce la fricción y la acción se vuelve parecida en todos los tipos de ligaduras.

Conclusiones: El compuesto logro disminuir la fricción de cualquier calibre de alambre y en cualquier angulación; también disminuyó la fricción de las aleaciones de acero y Elgiloy, pero no de alambres de TMA. El aumento del calibre de los alambres no representó un aumento de la fricción. La fricción de las aleaciones depende la textura superficial, pero también de la angulación del ángulo de contacto crítico. El Orthospeed® disminuye la fricción de los tres tipos de ligaduras, haciendo que el comportamiento friccional sea parecido entre ellas.

ABSTRACT

Introduction:

Friction is the resistance to sliding and exists when a rigid or soft body is slid over the other. In the orthodontic treatment are many variables that can cause friction, some of them are: surface texture and cross section of the wires and bond type critical contact angle.

Objectives:

Verify the Orthospeed® effect in reducing friction, depending on the type of alloy-gauge of wire, type of ligature and the angulation of the measurement instrument.

Results:

Statistical tests showed statistically significant differences in all tests where we used Orthospeed®. This indicates that Orthospeed® reduces friction type regardless of cross-section – alloy type wire and ligation; except in TMA wires where the compound does not reduce the friction rather increased in some cases. Increasing the gauge wires without compound at 45 ° and 60 °, showed no increased friction and if we add the compound, wires at 45 ° caused an increase in friction as they increase the wire section, while wires at 60 ° low friction was similar. At angles of 45 °, the wires of Elgiloy were those which produced the least friction followed by Steel while TMA wire showed the greatest friction; in angles at 60 °, the steel wires have the least friction, followed by Elgiloy and with the greatest increased friction TMA wires. Before using the compound, there was a differential friction in the types of bonds being the ligature wires the least friction produced at 45 ° and 60 °, but adding Orthospeed® reduces friction and the action becomes similar in all types of bonds

Conclusions:

The compound was able to reduce the friction of any size wire and at any angle; also decreased friction of steel alloys and Elgiloy, but not TMA wire. The increased size of the wires didn't show any increase of friction. The alloys depends friction surface texture, but also the contact angle of the critical angle. Orthospeed® decreases the friction of the three types of ligatures, making the frictional behavior is similar between them.