UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

COMPARACIÓN IN VITRO DE LA ESTABILIDAD DIMENSIONAL DE LA RANURA DE BRACKETS ESTÉTICOS SOMETIDOS A FUERZAS DE FRICCIÓN Y TORSIÓN

Tesis para optar por el Título de Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

Sofia Catalina Manrique Granados

Lima – Perú

2019

ASESOR

Esp. CD. Jorge Melgar Gutiérrez

Departamento Académico Estomatológico del Niño y Adolescente

JURADO CALIFICADOR

Coordinador del Jurado	:	Dr. Esp. Abraham Meneses López
Profesor calificador	:	Mg. Esp. Orlando Tuesta Da Cruz
Profesor calificador	:	Mg. Esp. Carlos Liñan Duran

FECHA DE SUSTENTACIÓN	:	6 de Junio del 2019

CALIFICATIVO	:	Aprobado con mención honorable

Dos son las obras que dejan en pos de sí los hombres: una la obra en sí misma y otra, la imagen que del hombre se forman los demás.

Jorge Luis Borges (1899 - 1986)

DEDICATORIA

A mi amado esposo Luis Carlos quien ha sido mi más grande apoyo y aliento; a mi sobrino Mateo por ser la luz que ilumina mi vida.

AGRADECIMIENTO

- A Dios por guiarme siempre y no permitir que decaiga.
- A mis padres Ulises y Cristina por ser excepcionales, todos mis logros incluido este se los debo a ellos y a su esfuerzo.
- A mi hermana Veralucia, por ser un ejemplo siempre.
- A mi asesor, por su guía y consejos para llevar a cabo este trabajo.
- A todas las personas que de forma directa o indirecta siempre me apoyaron.

RESUMEN

Objetivo: El propósito de este estudio fue comparar *in vitro* la estabilidad dimensional de las ranuras de brackets estéticos sometidos a fuerzas friccionales con 0°, 5° y 10° de angulación, así como a fuerzas de torsión de 0°, 20° y 45°. **Materiales y Métodos:** Se evaluaron ciento ochenta brackets estéticos (AO) de incisivos centrales superiores derechos, prescripción Roth de ranura 0.022" x 0.028", de los modelos Silkon plus, Virage y Radiance, divididos en 18 grupos (n=10). Se midieron el ancho superior e inferior, así como la altura interna y externa del perfil distal de las ranuras de los brackets, antes y después de ser sometidos a las pruebas de fricción y torsión con ayuda de un microscopio de medición. **Resultados:** Se encontraron diferencias significativas en todos los grupos ($p<0.05$), excepto en la mayoría de grupos a 0° de todos los tipos de brackets; en el ancho inferior de Virage a 5°despues de la prueba de fricción; y en el ancho inferior de Radiance a 20° después de la prueba de torsión. La altura externa de Silkon plus mostró diferencias entre todos los grados de angulación después de la prueba fricción. La altura interna de Silkon plus y Radiance mostró variaciones entre 0°-45° y 20°-45° y la altura externa de todos los tipos de brackets entre 0°- 20° después de la prueba de torsión. El ancho inferior presento diferencias entre los tipos de brackets con 10° de angulación después de la prueba de fricción. Con 45° de torsión, la altura interna tuvo diferencias entre todos los tipos de brackets y la altura externa solo entre Silkon-Radiance. **Conclusiones:** Los valores promedio de altura de ranuras iniciales en su mayoría, fueron menores que el tamaño anunciado por el fabricante. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el ancho y altura de las ranuras después de la prueba de fricción a 5° y 10° y torsión a 20° y 45°.

PALABRAS CLAVE: Brackets estéticos, estabilidad dimensional, ranura, fricción, torsión.

ABSTRACT

Objective: The purpose of this study was to compare in vitro the dimensional stability of aesthetic bracket slots subjected to frictional forces with 0°, 5° and 10° of angulation, as well as torsional forces of 0°, 20° and 45°. **Materials and Methods**: One hundred and eighty aesthetic brackets (AO) of upper right central incisors were evaluated, Roth prescription of slot 0.022 "x 0.028", of the models Silkon plus, Virage and Radiance, divided into 18 groups (n = 10). The upper and lower width, as well as the internal and external height of the distal profile of the bracket slots, were measured before and after being subjected to the friction and torsion tests with the help of a measuring microscope. **Results:** Significant differences were found in all groups ($p < 0.05$), except in most groups at 0° of all types of brackets; in the lower width of Virage at 5° after the friction test; and in the lower width of Radiance at 20° after the torsion test. The external height of Silkon plus showed differences between all degrees of angulation after the friction test. The internal height of Silkon plus and Radiance showed variations between 0° -45° and 20° -45° and the external height of all types of brackets between 0° - 20° after the torsion test. The lower width showed differences between the types of brackets with 10° angulation after the friction test. With 45° of torsion, the internal height had differences between all types of brackets and the external height only between Silkon-Radiance. **Conclusions:** The average values of height of initial slots in their majority, were smaller than the size announced by the manufacturer. Statistically significant differences were found in the width and height of the slots after the friction test at 5° and 10° and torsion test at 20° and 45°.

KEY WORDS: Aesthetic brackets, dimensional stability, slot, friction, torsion.

LISTA DE ABREVIATURAS

A : Ancho superior

AO : American Orthodontics

B : Ancho inferior

C : Altura interna

CCI : Coeficiente de correlación intraclase

D : Altura externa

DE : Desviación estándar

EDS : Espectroscopia de dispersión de energía

GPa : Giga pascal

mm : Milímetros

Ncm : Newton centímetro

OMSS : Sistema de medición y simulación ortodontica

p : Significancia estadística

RMO : Rocky Mountain

SEM : Microscopia electrónica de superficie

SS : Acero inoxidable

TMA : Arco de titanio molibdeno

USA : Estados Unidos de América

µm : Micrómetro

ÍNDICE DE CONTENIDOS

		Pág.
I.	**INTRODUCCIÓN**	1
II.	**PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN**	3
	II.1. Planteamiento del problema	3
	II.2. Justificación	4
III.	**MARCO TEÓRICO**	5
IV.	**OBJETIVOS**	29
	IV.1. Objetivo general	29
	IV.2. Objetivos específicos	29
V.	**HIPÓTESIS**	30
VI.	**MATERIALES Y MÉTODOS**	31
	VI.1. Diseño del estudio	31
	VI.2. Muestra	31
	VI.3. Criterios de selección	32
	VI.3.1 Criterios de inclusión	32
	VI.3.2. Criterios de exclusión	32
	VI.4. Variables	33
	VI.5. Técnicas y procedimientos	35
	VI.6. Plan de Análisis	38
	VI.7 Consideraciones éticas	38
VII.	**RESULTADOS**	39
VIII.	**DISCUSIÓN**	51
IX.	**CONCLUSIONES**	63
X.	**RECOMENDACIONES**	64
XI.	**REFERENCIAS BILBIOGRÁFICAS**	65
XII.	**ANEXOS**	70

I. INTRODUCCIÓN

El posicionamiento ortodontico tridimensional del diente ocurre como resultado de la interacción entre los arcos y los brackets que se encuentran cementados en los dientes, y estos dentro de los tejidos de soporte sanos. El tratamiento de ortodoncia cumple varias etapas para llegar a sus objetivos como son alineamiento y nivelación, cierre de espacios, acabado e intercuspidación y contención; durante los cuales se van a transmitir fuerzas generadas por los arcos de diferente manera.

Actualmente el uso de brackets estéticos aumenta cada día más, la diversidad de técnicas de fabricación y materiales utilizados nos dan una amplia gama de brackets como son los brackets de policarbonato, cerámicos y cerámicos con ranura metálica. Poco se ha hablado acerca de la calidad en la manufactura y tolerancia de las ranuras de los diferentes sistemas de brackets, y cómo influye esta situación en los tratamientos de ortodoncia. Por lo tanto, el clínico debe tener en consideración que el sistema de brackets preajustados, así como el calibre y aleación de los arcos, podrían no producir el control tridimensional requerido para producir un resultado aceptable.

Durante la terapia ortodontica fija, se produce el desplazamiento de los dientes a través de los arcos, generándose fuerzas friccionales en la interfase del binomio alambre – bracket, además para lograr inclinaciones adecuadas muchas veces se tiene que recurrir a la torsión del alambre ortodontico rectangular y su inclusión en el interior de ranuras de brackets produciendo lo que denominamos torque, el

cual se presenta como la relación que hay entre las fuerzas producidas por la cupla o torsión del alambre dentro de la ranura de los brackets.

Ambas fuerzas producidas durante el tratamiento de ortodoncia, se generan en el interior de la ranura de los brackets gracias a su relación con el alambre, es así, que la dimensión de la ranura tiene tal importancia, que si ocurren variaciones dimensionales de estos dos componentes puede dar como resultado una menor capacidad para expresar la información pre programada del bracket.

El propósito de este trabajo, es comparar in vitro la estabilidad dimensional de la ranura de brackets estéticos, después de haber sido sometidos a fuerzas friccionales de 0°, 5° y 10° de angulación, así como a fuerzas de torsión de 0°, 20° y 45°.

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II.1 Planteamiento del problema

En el tratamiento de ortodoncia con aparatología fija, los brackets cumplen un papel fundamental en la trasmisión de fuerzas activas sobre los dientes. La alteración de las dimensiones de la ranura puede dar como resultado una alteración en la trasmisión de la prescripción del bracket, por ello es importante que se mantenga la integridad de las ranuras después de la aplicación de fuerzas ortodonticas por la implicancia directa que tiene sobre el control de la posición dental.[1]

Actualmente no se han analizado in vitro las variaciones dimensionales de la ranura de brackets estéticos después de la incorporación de alambres angulados y torsionados a diferentes grados en el interior de las ranuras.

Siendo así, se plantea la siguiente pregunta de investigación: **¿Existirá variación de las dimensiones de la ranura de brackets estéticos después de haber sido sometidos a fuerzas de fricción y torsión?**

II.2. Justificación

La presente investigación tiene importancia teórica, ya que no existen estudios que demuestren que las fuerzas de fricción y torsión incorporadas por alambres rectangulares angulados y torsionados a grados específicos, produzcan alteraciones dimensionales de la ranura en brackets estéticos confeccionados de diferentes materiales de esta marca especifica (American Orthodontics), lo cual tiene relevancia clínica debido a que si se produce dicha alteración, el rendimiento óptimo de trasmisión de fuerzas para generar el movimiento dentario y por lo tanto la efectividad del tratamiento ortodontico se pueden ver afectados.

El conocimiento de estos aspectos, proporcionará la información necesaria al ortodoncista para comprender mejor las variables involucradas en un tratamiento exitoso, y conocer las limitaciones o beneficios estructurales de los brackets estéticos, y de esta manera sugerir indicaciones para su selección. Además, permitirá mejorar la capacitación y conocimiento de alumnos de posgrado, y servirá como base para investigaciones futuras.

III. MARCO TEÓRICO

El movimiento ortodóntico se produce como respuesta a las fuerzas, generadas por la activación de alambres, resortes y elásticos, aplicadas a los dientes vía brackets.[1,2] Un bracket está formado por tres partes: base que tiene una superficie rugosa para permitir la adhesión; aletas que permiten ligar los brackets a los arcos, y slot o ranura que es la zona más importante ya que permite la inserción de los arcos de alambre.[3]

La aparatología ortodontica inicialmente estaba basada en la utilización de arcos rectangulares con brackets standard sin prescripción.[4] Los ortodoncistas debían manipular los arcos de manera precisa, para lograr los movimientos dentarios requeridos, y de esta manera alcanzar las posiciones correctas. La manipulación de los arcos se daba en los tres sentidos del espacio, y estaba sujeta a la habilidad del operador. A raíz de estos inconvenientes, muchos casos no eran bien tratados, y algunos concluían de manera deficiente.[1]

La idea de angular los brackets para producir movimientos sin necesidad de realizar dobleces empezaron con Edward Angle; posteriormente fueron desarrolladas y progresivamente se incluyeron inclinaciones y angulaciones en los brackets.[1] Lawrence Andrews en la década del 70, da origen a la primera aparatología preajustada disponible comercialmente, en la que los brackets tienen incorporadas características para el control tridimensional del diente, con el objetivo de reproducir la óptima posición dentaria sin ajustes manuales en los arcos, lo que da origen a la Técnica de Arco Recto.[1]

Esta teoría supone que existe una cierta inclinación fija de las superficies vestibulares de todos los dientes y que las dimensiones buco-linguales son

constantes de un diente a otro. Según Dellinger[5] la teoría también supone que la base del bracket cabría perfectamente en las superficies vestibular de los dientes. Sin embargo, existen variaciones individuales en cada paciente, por consiguiente, para tratar cada caso de forma óptima muchas veces son necesarias modificaciones mínimas en el plano vertical u horizontal de los dientes, y puede incluso tener que cambiarse la inclinación radicular de algunos de ellos, una opción es incorporar dobleces de acabado ya sea de primer, segundo o tercer orden, a fin de llevar la posición de los dientes a lo ideal en las fases de terminación.[2,6]

Las características pre programadas de los brackets de ortodoncia pueden trasmitirse completamente solo si la ranura del bracket está llena. Así mismo, debemos estar seguros de la integridad de la ranura, porque si sufre fractura o una deformación permanente, no podría transmitir la fuerza adecuada a los dientes, por lo que el tratamiento se prolongaría y no tendría los resultados esperados. [7,8,9]

Hay al menos cinco razones por las que los aparatos de ortodoncia actuales no alcanzan las posiciones ideales de los dientes con el uso de alambres “rectos”. La más frecuente es la colocación incorrecta del bracket, variaciones en la estructura del diente, variaciones en las relaciones de los maxilares, cuando se requiere sobre correcciones de posiciones, y las deficiencias mecánicas.[6]

Más allá de la precisión o inexactitud de la colocación del bracket y del hecho de que los brackets se colocan lejos del centro de resistencia, los aparatos de ortodoncia tienen dos deficiencias mecánicas significativas adicionales: el juego entre el arco y la ranura y la disminución de la fuerza. Estas deficiencias no se pueden eliminar, sin embargo, se pueden minimizar mediante el uso de arcos

rígidos que se aproximen al tamaño de la ranura. La cantidad de juego más la cantidad de disminución de fuerza inherente del bracket, puede aumentar o disminuir torque, angulación, rotación y altura de cada pieza dentaria.[6]

Por otro lado, se encuentra una desventaja cuando se llena la ranura del bracket con un arco de tamaño completo ya que dificulta la colocación y retiro de los arcos de alambre, reduce notablemente la elasticidad, lo que limita la capacidad de colocar un torque o doblez de acabado.[6,7]

Un movimiento dental conveniente en ortodoncia requiere fuerzas adecuadas, que sean continuas y de baja intensidad, dichas fuerzas deben ser leves y no decaer con rapidez, ya sea por pérdida de características como la elasticidad del propio material o porque desplazamientos del diente generen cambios en el nivel de fuerza sobre el mismo.[10]

En la mayoría de casos el tratamiento ortodontico puede dividirse en fases, cada una con objetivos específicos según la planificación. En muchas circunstancias las fases de tratamiento se mezclan o se llevan a cabo en forma simultánea.[2]

El movimiento de los dientes durante la terapia ortodontica implica fricción. La fricción puede estar presente durante el alineamiento y nivelación, en la mecánica de deslizamiento, durante la retracción de los dientes en una zona de extracción, doblez de acabado, es decir cuando hay contacto entre el arco y las ranuras de los brackets y tubos.[11] Excluyendo los factores biológicos, hay tres aspectos que afectan la fricción en la mecánica ortodóntica: el bracket, el arco y la ligadura.[12]

La fricción se define como una fuerza que retrasa o resiste el movimiento relativo de dos objetos en contacto, y su dirección es tangencial a la interfaz común de las dos superficies.[11] Hay dos tipos de fricción: cinética (dinámica), que ocurre

durante el movimiento, y estática, que impide el movimiento. En condiciones normales, la fuerza de fricción es proporcional a la carga aplicada, dependiendo de la naturaleza de las superficies deslizantes (rugosa o lisa, químicamente reactiva o pasiva, modificada por lubricantes, etc.) e independiente del área de contacto entre las superficies y la velocidad de deslizamiento.[10,11]

En fricción se debe tener en cuenta las características superficiales de los materiales, ya que son una variable muy importante; los brackets de acero inoxidable se deslizan muy bien sobre los alambres de acero, pero la situación no es tan favorable con otras combinaciones.[10]

Durante la mecánica de deslizamiento, los tejidos biológicos responden, y el movimiento de los dientes ocurre solamente cuando las fuerzas aplicadas exceden la fricción en la interfase bracket-alambre. Los altos niveles de fuerza de fricción podrían resultar en reabsorción ósea radicular/alveolar, dolor, desprendimiento del bracket, asociada con un pequeño movimiento dental o sin movimiento alguno.[11,12] Cuando la fricción impide el movimiento del diente, se puede reducir la fuerza en casi un 40%, lo que resulta en una pérdida de anclaje. Por lo tanto, es esencial comprender el impacto de la fricción entre el bracket y el alambre de manera que se pueda aplicar la fuerza adecuada para obtener un movimiento dental adecuado y una respuesta tisular biológica óptima.[11]

Los ensayos clínicos han demostrado que los dientes pueden experimentar una secuencia de movimiento "inclinación - verticalización – inclinación - verticalización" durante el tratamiento ortodóncico. La posición relativa del bracket y el arco cambia continuamente, por lo tanto, el ángulo de contacto entre el arco y la ranura del bracket también cambia dependiendo de si los dientes se

están inclinando o verticalizando.[12] Kusy y Whitley[13] demostraron que cuando el ángulo de contacto estaba en un cierto rango, el arco y el bracket estaban en una configuración pasiva. Sin embargo, si el ángulo de contacto aumenta a un valor límite, el arco y el bracket estarán en una configuración activa, habrá una interferencia, aumentará la resistencia al deslizamiento y se podría generar una unión elástica o binding.[12-14] El valor límite en el cual la configuración pasiva del arco y el bracket se convierte en la configuración activa se denomina el ángulo crítico de contacto, que es el ángulo en el que el arco toca la ranura del bracket en los extremos.[12]

En el pasado, una preocupación intuitiva de que el ángulo de contacto nunca debería exceder el ángulo crítico, a veces llevó a los ortodontistas a sobre alinear los dientes antes de pasar a la etapa de cierre de espacios a expensas de un mayor tiempo de silla.[13]

Los brackets están diseñados para controlar las posiciones de los dientes en los tres planos del espacio. De estos varios parámetros, el posicionamiento axial de los dientes en el plano vestíbulo lingual es el más controvertido.[15] Los ortodontistas deben comprender el intrincado papel del torque en las diferentes etapas del tratamiento de ortodoncia.[14]

El torque se puede definir desde un punto de vista mecánico o desde el punto de vista clínico. Mecánicamente, se refiere a la torsión de una estructura alrededor de su eje longitudinal, en el caso de la ortodoncia, el torque se produce al torsionar un alambre de sección transversal cuadrada o rectangular sobre su propio eje, dando como resultado un ángulo de giro. El torque es un momento, produce cuplas dentro de las ranuras de los brackets, y está basado en la cizalla que provoca la

rotación.[16,17] La torsión de los alambres dentro de las ranuras de los brackets genera cuplas que son fuerzas pares, paralelas, de igual intensidad, en sentidos opuestos y separadas por una distancia. La intensidad se obtiene al multiplicar la fuerza de torsión por la distancia, que viene a ser la altura de la ranura del bracket, y se da en gramos/milímetro.[17,18]

Clínicamente, en ortodoncia, representa la inclinación corona / raíz vestíbulo lingual de un diente, o grupo de dientes, y es una adaptación ortodóntica utilizada para describir la rotación alrededor de un eje x. [16,17]

Rauch[19] en 1959 describió el torque como "un momento generado por la torsión de un alambre rectangular en la ranura del bracket". Dependiendo de la cantidad de torsión, el tamaño y la calidad del alambre, la rigidez o elasticidad de la sección transversal del alambre, el tamaño de la ranura del bracket y la tolerancia del fabricante, el juego del alambre en la ranura del bracket, la angulación y el grado de deformación del bracket, la morfología del diente, el método de ligadura; el arco mueve la raíz en dirección bucal o lingual dependiendo de la torsión programada.[16,19,20,21]

El torque se expresa cuando los alambres rectangulares torsionados de grandes calibres, generan un impulso elástico por regresar a su estado original dentro de las ranuras de los brackets, produciendo movimiento sobre las raíces de los dientes. [17] Cuando el arco se va recuperando de la torsión se produce una reducción de la fuerza descrita por Creekmore[22] y por eso muchos autores como Roth y Swain entre otros, mencionan que es necesaria una sobre corrección de torque de 10 a 15%.[23]

En ortodoncia, el torque se usa para alterar la inclinación de todos o un grupo de dientes, particularmente los incisivos.[19] El torque de los incisivos suele ser una condición crítica para un ángulo inter incisal normal, un buen contacto incisivo, una sonrisa estética y un ajuste sagital adecuado de los dientes para una intercuspidación óptima.[16,20,24] La literatura enumera los valores efectivos para la torsión de un incisivo central superior en el rango de 1.0-2.0 Ncm (Burstone 1966; Bantleon y Droschl, 1988; Feldner et al., 1994), mientras que se informaron valores mínimos de 0.5 Ncm (Morrow, 1978; Holt et al., 1991).[19]

Existe una gran variación entre las prescripciones con respecto a los valores del torque incisivo. El torque de incisivos centrales maxilares oscila entre 2 grados en la prescripción de Andrews para clase II y 22 grados en la prescripción bioprogresiva.[16,25] Esta falta de uniformidad en los valores de torque puede ser parcialmente explicada sobre la base de las preferencias individuales en la posición del diente o las diferencias pertinentes a la filosofía del tratamiento.[24] La amplia gama de combinación de factores de alteración, en la definición de momentos de torsión, hace que la determinación empírica clínica del método de torsión apropiado sea una tarea difícil para el profesional en ejercicio.[19]

La expresión del torque genera grandes controversias, debido al juego, también llamado ángulo de desviación, grado de libertad o torque diferencial que se define como la cantidad de rotación en grados del arco rectangular desde su posición pasiva (sección transversal del arco paralelo a las paredes de la ranura) a una posición donde los bordes opuestos del arco entran en contacto con dos paredes opuestas del bracket. Con los conceptos de juego y reducción de la fuerza, se puede emplear una nueva manera de explicar torques pasivos, resistentes y activos.[5,26]

- Cada vez que se inserta un arco rectangular en un bracket de manera pasiva, el torque se puede considerar pasivo ya que no promoverá ningún movimiento de inclinación.
- Cuando la torsión de alambre es mayor que el límite de juego, pero dentro de un rango pequeño por encima y por debajo del intervalo de juego, en el cual el binario de fuerza resultante no es lo suficientemente intenso como para producir movimiento, este torque se puede considerar como resistente.
- Cuando la torsión está fuera del rango de juego, generando un binario con intensidad de fuerza suficiente para producir el movimiento del diente, este torque se puede considerar activo.[26]

Sin embargo, la aplicación matemática de este concepto es difícil, ya que la mayoría de los fabricantes de materiales de ortodoncia no divulgan los valores de juego existentes entre su bracket y el arco, y las investigaciones realizadas hasta ahora no han podido medir la reducción de la fuerza.[26]

Comercialmente existen dos medidas para estas ranuras en el mercado nacional e internacional, que son: 0.018” x 0.022” y 0.022” x 0.028”.[7,27]

En la actualidad, el tamaño de la ranura más usada en nuestro medio es el 0.022” x 0.028”.[28] Este sistema ofrece más opciones en la selección del tamaño del arco; arcos de menor calibre facilitan el deslizamiento a través del slot y por lo tanto menos resistencia de fricción, mientras arcos de mayor calibre proporcionan mayor rigidez y facilitan el mantenimiento de los dientes en posición vertical durante el cierre de espacios y la mecánica de retracción. Durante el tratamiento de ortodoncia se busca un máximo control de los dientes, el cual se da gracias a la

precisión del ajuste entre el arco y la ranura del bracket, es por ello, que es necesaria una correcta relación entre el tamaño de ambos.[7,28]

Conocer la precisión de la información incluida en los brackets preajustados, es importante para el ortodoncista, le servirá para conseguir control y exactitud de los movimientos, sobre todo los de angulación y torsión.[29,30] En todos los procesos de fabricación hay tolerancias; sin embargo, los fabricantes de brackets rara vez indican las tolerancias dimensionales de la ranura.[30,31] Al no conocer la información precisa del tamaño de las ranuras y el margen de error de los fabricantes, es difícil predecir como finalizarán los tratamientos.[29] Muchos autores concuerdan en que los valores nominales tanto de ranura de brackets como de alambres, no corresponden exactamente a las dimensiones, esta variación se le conoce como límite de tolerancia de los fabricantes. Las dimensiones de los arcos nunca son mayores que los valores nominales, y las dimensiones de las ranuras de los brackets son ligeramente mayores que los valores nominales.[26,32] Esto evitaría problemas en la inserción y extracción de arcos, además de proporcionar la profundidad adecuada para permitir el posicionamiento correcto en la ranura. Sin embargo, los valores de tolerancia de los fabricantes tienden a aumentar los valores de juego. Combinado con que los bordes de los alambres son redondeados.[26]

En realidad, los fabricantes no ofrecen tamaños de ranura discretos, sino un espectro de tamaños de ranura que puede variar entre 0.0178” y 0.0237”.[27,29] Estudios previos han encontrado marcas sobredimensionadas hasta el 27%.[31] Cash et al. encontraron sobredimensiones con un rango de 5% a 24%.[32-34] Kusy y Whitley informaron que el tamaño de las ranuras excedía el valor nominal hasta en un 16% para ranuras de 0.018” y 8% para las de 0.022”. [33,34] Encontraron que,

la ranura más grande de 0.018" realmente media 0.0209" casi 0.003” más y la ranura más grande de 0.022” media 0.0237", o casi 0.002” más.[35] Creekmore[6,36] estableció niveles de tolerancia para la altura de la ranura de 0.018 pulgadas, de 0.0182” a 0.0187” y para la ranura de 0.022” de 0.0220” a 0.0230”.

Según Kiourtsis[29], el nivel de tolerancia de torque está entre el 5% al 10%, que sería cerca de 1° a 1.5° del torque neto efectivo. Creekmore[36] respecto al torque, refiere que probablemente no podría decir la diferencia entre 7 ° y 9 °. Tal vez entre 7 ° y 22 °, pero no entre 7 ° y 9 °. El juego de un alambre 0.018” x 0.025” en una ranura de 0.018” x 0.025” es de 2 °. Esa es la tolerancia de fabricación. Si tiene dos incisivos, uno inclinado vestibularmente demasiado y uno inclinado lingualmente demasiado, y se coloca un alambre 0.018” x 0.025” en una ranura de 0.018” x 0.025”, entonces el que está inclinado hacia vestibular estará dentro de los 2 ° de donde se quiere que esté y el que está inclinado lingualmente llegará a 2 ° de donde se quiere que esté. Sin un ajuste, los dos dientes estarán a 4 ° uno del otro. Por lo tanto, incluso terminando con un alambre de tamaño completo en la ranura, se deben hacer ajustes para compensar el juego. En el caso de un alambre 0.018” x 0.025” en una ranura 0.022” tiene 15 ° de juego. Por lo tanto, si se tiene 7 ° de torque en el central, 3 ° en el lateral, -7 ° en el canino, -7 ° en la premolar y -10 ° en la parte molar, ninguno de estos dientes estaría influenciado por un alambre 0.018” x 0.025” en una ranura de 0.022” x 0.028” en lo que respecta al torque, porque el juego es mayor que todos los torques programados. Con un alambre 0.019” x 0.025” en una ranura 0.022”, hay 10½ ° de juego, entonces de nuevo, todos los torques antes mencionados son ineficaces. Con un alambre 0.0215” x 0.028” habría 2 ° de juego y se comenzaría a tener un ajuste.

Cuando se diseña aparatología para ortodoncia, se debe conocer el comportamiento de los materiales y considerar la respuesta de los tejidos. La respuesta de tensión-deformación frente a una carga, define el comportamiento elástico de un material. La tensión es la distribución interna de la carga (fuerza por unidad de superficie), mientras que la deformación es la distorsión interna generada por dicha carga (desviación por unidad de longitud).[10]

Originalmente los brackets fueron fabricados en acero inoxidable, como una alternativa de tratamiento fueron introducidos los brackets estéticos. Estos brackets se han hecho populares con el aumento en gran medida de los pacientes de ortodoncia adultos. El porcentaje de paciente adulto aumentó dramáticamente a mediados de la década de 1980 a 25% del número total de pacientes de ortodoncia.[37,38,39,40] Estos brackets poseen propiedades físico-químicas y comportamiento clínico diferente a los brackets metálicos convencionales.[41]

Los dos tipos principales de brackets estéticos son: de plástico y cerámicos fabricados con alúmina policristalina o monocristalina (zafiro).[37,38]

Los primeros brackets de plástico se fabricaron a partir de un polímero llamado policarbonato y se introdujeron a principios de los años setenta; generaron preocupación sobre su desempeño clínico debido a su tendencia a la deformación por su bajo módulo de elasticidad, dureza reducida, menor resistencia al desgaste, plastificación intraoral, absorción de fluido oral que conduce a un olor y color indeseable, y superficies irregulares del piso de la ranura.[24,37,39,41,42] Estas desventajas influyeron en la magnitud de la fricción entre el bracket y el arco. Las irregularidades en la superficie del piso de la ranura aumentaron la presión, y esto llevó a la abrasión durante los movimientos de deslizamiento del diente,

idealmente, las materias primas, además de proporcionar una rugosidad superficial reducida, deben poseer una rigidez y dureza adecuadas para resistir la deformación morfológica asociada con las fuerzas de fricción durante los movimientos de deslizamiento del diente.[39] De 1986 a 1990, el uso de brackets cerámicos por ortodontistas estadounidenses aumentó de 5,6% a 88,2% (media), mientras que el uso de brackets de policarbonato disminuyó de 57,6% a 24,3%.[40] Cuando se hizo evidente que los brackets cerámicos dañaron el esmalte durante el desprendimiento, los brackets de plástico comenzaron a aumentar en popularidad,[39] esto llevó a los fabricantes en los años noventa a reforzarlos, con fibra de vidrio que además evitaba daños en el esmalte y con ranuras de metal que eran capaces de generar el torque deseado, pero se han informado problemas con la integridad de la periferia de la ranura.[37,38] Los brackets de policarbonato aún tienen tres problemas por solucionar: 1) Las pigmentaciones y cambios de color; 2) su deficiente estabilidad dimensional, que hace inasequible tener ranuras precisas y con todas las características imprescindibles para la técnica de arco recto principalmente dobleces de 3er orden; 3) la fricción entre el bracket de policarbonato y el arco de metal. Si se utiliza una ranura metálica en el bracket de plástico, se puede resolver el segundo y tercer problema, pero aun así estos brackets generalmente están limitados a tratamientos de baja complejidad.[10,42]

Los brackets cerámicos de alúmina alcanzaron bastante popularidad en la década de 1980 para suplir las limitaciones de los brackets de policarbonato debido a su excelente aspecto estético, mayor estabilidad de color siendo inertes a los fluidos orales y mayor control sobre la cantidad de torque transferida a los dientes; pero problemas causados por la resistencia por fricción al deslizamiento, desgaste de dientes antagonistas, estructura más voluminosa, daños del esmalte al

despegarlos, baja resistencia a la fractura y la fragilidad que conduce a fractura ocasional durante la ligadura de arco, torsión, o angulación han limitado su aplicación.[10,37,41-44]

El problema clínico más grave fue la incidencia de daño del esmalte durante su remoción y la aparición ocasional de fracturas de las aletas durante la terapia y la posterior pérdida de adherencia. El agrietamiento del esmalte fue disminuido con el uso de revestimientos de silano sobre la base para aumentar la fuerza de unión, así como por el uso de proyecciones de cristal en la base.[37] Las cerámicas son conocidas por su dureza, siendo el tercer material más duro conocido por el hombre. Por tanto, los brackets cerámicos son más duros que los metálicos y que el propio esmalte. Las uniones iónicas de los brackets cerámicos no permiten cambios atómicos ni redistribuciones de sus fuerzas, tornándose mucho más frágiles y menos resistentes que los brackets metálicos.[41] La consecuencia de su alta fragilidad es su bajo grado de deformación sin que haya fractura. En cuanto los brackets metálicos aceptan una deformación estructural de hasta 20% sin presentar fractura, los cerámicos no pasan del 1%. [40,41]

La capacidad de resistir una falla estructural es mayor en los brackets monocristalinos que en los policristalinos.[41] La principal diferencia entre estas dos estructuras es la claridad óptica, siendo los monocristalinos más claros y translucidos que los policristalinos, debido a su mayor tamaño de los granos de cerámica y a su menor número de impurezas.[41] Cuando la superficie de un bracket monocristalino se araña durante el tratamiento de ortodoncia, lo cual es muy habitual, la fisura provocada crece, y la resistencia a la fractura disminuye drásticamente, igualando a los brackets policristalinos o incluso llegando a niveles inferiores de resistencia a la fractura. [10,37] Los brackets policristalinos tienen una

superficie rugosa a causa de su estructura cristalina múltiple. La alúmina monocristalina es tan lisa como el acero, sin embargo muestran mayor fricción que los de acero, tal vez por la interacción química entre el material del bracket y del alambre.[10]

Se debe tener cuidado al momento de incorporar arcos con dobleces de 3er orden, así como, utilizar ligaduras metálicas muy apretadas. Ambas condiciones representan un estrés estructural bastante elevado, lo que podría causar deformación y/o fractura del bracket como un todo, o parte de su estructura.[40,41] Aunque los brackets estéticos son ampliamente utilizados en la práctica diaria, su eficacia clínica aún no ha sido adecuadamente investigada.[38]

A todos los inconvenientes de la falta de información sobre las tolerancias de fabricación, y sabiendo que la ranura que contiene la información es la parte más importante para lograr un buen tratamiento, sobre todo en la finalización y acabado, se le debe sumar la probabilidad de deformación de las ranuras después de haber trabajado bajo fuerzas de fricción y torsión durante todo el tratamiento.

Los brackets están bajo fuerzas de masticación y cargas multiaxiales desde la activación del alambre en la ranura del bracket. Existe la preocupación del impacto de los posibles cambios morfológicos y alteraciones superficiales, como son, la liberación de elementos en el ambiente oral y el deterioro en el rendimiento. Las alteraciones superficiales en los dispositivos ortodonticos pueden comprometer la estética del aparato, aumentar la adhesión microbiana, modificar las activaciones de los alambres como la expresión del torque, provocar fracturas durante el uso clínico, e influir en la magnitud de la fricción entre el soporte y el alambre. Esto reduciría el control de los movimientos dentales.[24,45]

En 1975 Dobrin et al.[46] fueron los primeros en evaluar cuantitativamente la deformación de los brackets de plástico reforzados estructuralmente. Demostraron que presentaban muchas alteraciones inaceptables desde el punto de vista clínico.

En 1990 Flores et al.[47] compararon la resistencia a la fractura y la fuerza para deformar permanentemente diferentes tipos de brackets de cerámica, e incluyeron brackets metálicos como control. Utilizaron cuatro brackets cerámicos, dos de tipo policristalino y dos monocristalino. Se incluyeron arañazos en los brackets de cerámica, fueron ligados con diferentes métodos y sometidos a fuerza de torsión para determinar su efecto individual sobre la resistencia a la fractura. Descubrieron que los brackets de cerámica podían resistir mayores valores de carga que los brackets metálicos, sugirieron que las bajas fuerzas requeridas para que los brackets metálicos fallaran indicarían que pueden deformarse bajo altas cargas en situaciones clínicas.

En 1994 Feldner et al.[48] investigaron, el grado de deformación de cuatro tipos de brackets de policarbonato después de ser sometidos a torsión: no reforzados PPC (Miura,RMO), reforzados con cerámica CRPC (Silkon, AO), con slot metálico MRPC (Plastic, Tella Tech) y reforzados con cerámica y con slot metálico MCRPC (Spirit, Ormco); teniendo un grupo de brackets metálicos como control (Mini Diamond, Ormco). Diez brackets de cada tipo fueron probados. La torsión se aplicó a 4° por minuto. Concluyeron que, comparados con los brackets metálicos, todos los brackets de policarbonato presentaron una mayor deformación y menor expresión de torque, siendo el bracket con slot metálico el de mejor desempeño.

En 1994 Lindauer et al.[49] determinaron los momentos promedio (en gramos-milímetros) necesarios para fracturar varios brackets cerámicos sujetos a dobleces de segundo orden y los compararon con cargas clínicas reales. Encontraron diferencias significativas en la capacidad de fractura entre los diferentes brackets de 7 casas comerciales y, las activaciones de segundo orden requeridas para fracturar los brackets cerámicos en este estudio, fueron mucho mayores que las cargas de ortodoncia clínica medidas. Concluyeron que es poco probable que las activaciones de segundo orden sean una causa importante de falla de los brackets de cerámica.

En 1994 McKnight et al.[50] investigaron la transmisión de fuerzas de torsión entre tres tipos de brackets preajustados, prescripción Roth de 0.022”: 'A'-Company (acero inoxidable), Silkon (policarbonato reforzado) y Allure III (cerámico policristalino). Utilizaron arcos de acero inoxidable, 0.018” × 0.025”, 0.019” × 0.025” y 0.021” × 0.025”. Los brackets se torquearon con respecto al arco y la fuerza de deflexión se registró en una máquina Instron. El nivel de torsión dependía en parte de la capacidad del bracket para deformarse elásticamente o plásticamente. No hubo diferencias significativas entre los tipos de brackets con el arco 0.018”× 0.025”. Los brackets 'A'-Company demostraron una resistencia significativamente menor a la carga en comparación con los brackets Silkon en el grupo de 0.019”×0.025”. La mayor cantidad de distorsión se observó en los brackets Silkon con un arco de 0.021”×0.025”. Los brackets Allure III demostraron la mayor resistencia a la carga en todos los grupos. Como no se observa distorsión aparente durante la carga en los brackets Allure III, se supone que la carga se transmite en gran medida al diente, los alambres rectangulares de

acero inoxidable de tamaño completo deben evitarse con estos brackets, para evitar la sobrecarga.

En 1996 Aknin et al.[44] evaluaron la resistencia a la fractura y lugar de fractura de ocho brackets de cerámica bajo fuerzas de torsión. Utilizaron brackets de incisivo central superior derecho de ranura de 0.022” con un arco de acero inoxidable de 0,0215” × 0,027”. Los autores concluyeron que todos los brackets cerámicos evaluados presentaron resistencia suficiente para soportar las magnitudes de fuerza de torsión normalmente usadas durante el tratamiento de ortodoncia y que el lugar predominante de fractura fue la porción incisal del material. Además que los brackets monocristalinos son más resistentes y la rotación torsional media vario de 32.7° a 68.1° para los brackets policristalinos.

En 1999 Kapur et al.[51] midieron la fuerza transmitida y la integridad estructural de brackets edgewise de acero inoxidable y de titanio bajo fuerzas de torsión de 15°, 30° y 45°. La estabilidad estructural de los brackets se evaluó midiendo el ancho de la ranura del bracket con un microscopio estereoscópico itinerante antes y después de que los brackets se sometieran a fuerzas de torsión. Determinaron que los brackets de titanio transmiten cargas más elevadas a 15 ° y 30 ° de torque y una menor carga a 45 ° en comparación con los brackets de acero inoxidable, además los brackets de titanio demostraron una estabilidad dimensional superior en comparación con los brackets de acero inoxidable.

En el 2000 Fischer-Brandies et al.[52] investigaron la influencia de la sección transversal, la geometría del borde y la dureza estructural en la transmisión del torque entre el alambre y el bracket. Para este propósito, insertaron 5 marcas diferentes de alambres de acero inoxidable en 3 dimensiones (0.016 "x 0.016",

0.016 "x 0.022" y 0.017 "x 0.025") en brackets edgewise de ranura de 0.018 "y cargados con diferentes torques. Las dimensiones de las ranuras y los alambres se analizaron por computadora antes y después de la carga, siendo las dimensiones del alambre las que se desviaron un 10% en promedio. La transmisión del torque provocó fenómenos de muesca y doblado en los flancos de las ranuras de los brackets. Concluyeron que como resultado de las dimensiones de alambre excesivamente pequeñas y la deformación plástica de los brackets, se produjo un juego de torque relativamente grande y; que sería deseable una estandarización de los sistemas alambre/bracket que establezca el juego de torque real.

En el 2004 Harzer et al.[20] compararon la trasmisión de torque y la deformación de las ranuras de brackets de policarbonato sin ranura de metal (Brillant, Forestadent), con ranura de metal (Elegance, Dentaurum) y un bracket metálico (Mini-Mono, Forestadent). Utilizaron el sistema de medición y simulación ortodontica (OMSS), los tamaños de alambre fueron de 0.016” x 0.022” y 0.018” x 0.022” para ranuras de 0.018”. Se registraron pérdidas de torque significativamente mayores y momentos de torsión más bajos con los brackets de policarbonato que con los metálicos pero los resultados no fueron altamente significativos. Concluyeron que se pueden recomendar los tres brackets, sin embargo, debido a las altas pérdidas de torque, se debe analizar la técnica usada y considerar el uso de dobleces adicionales; además recomendaron que el fabricante proporcione datos sobre la flexión esperada en los brackets de policarbonato.

En el 2004 Cash et al [34] midieron ranuras de cinco brackets de incisivos centrales superiores izquierdos de 11 sistemas comercialmente disponibles: 3M Unitek: Twin Torque, Clarity y Victory; Dentaurum: Discovery y Elegance; Forestadent: Mini Mono; TP LaPorte: Nu-Edge y Mxi Advant-Edge; Ormco Corp.: Damon II

SL; Ortho Organizers: Elite Mini Opti-MIM y Elite Mini Opti-MIM. Todos de ranura de 0,022” (0,5588 mm). Los resultados indicaron que todas las ranuras de los brackets están sobredimensionadas. Tres sistemas de brackets (Twin Torque, Clarity y Mini Mono) se encontraban dentro del 5% (± 1,08; 1,655; 1,75) de sus dimensiones indicadas con paredes de ranura paralelas. La ranura de Elegance Plastic estaba paralela pero con un tamaño un 12% mayor (± 1.15). Las geometrías de las ranuras también eran variables. La ranura del sistema Victory Series fue ligeramente divergente con la parte superior sobredimensionada en un 6% (± 1.035). La ranura Nu-Edge era divergente y la parte superior aumentada en un 14% (± 1,32). Los sistemas Damon II SL, Mxi Advant-Edge, Elite Mini Opti-MIM fueron todos convergentes, y la base de la ranura de Damon estuvo sobredimensionada en un 17% (± 1.79). El sistema Discovery era convergente, y la base de la ranura se sobredimensionó en un 24% (± 1.255), que fue la variación más grande registrada. Este bracket también tenía una diferencia del 7% entre los anchos de la parte superior de la ranura y la base. Concluyeron que los errores de fabricación de las dimensiones de la ranura del bracket y el uso de arcos de tamaño demasiado pequeño pueden afectar directa y negativamente al posicionamiento tridimensional de los dientes.

En el 2009 Nishio et al.[40] evaluaron la resistencia a la deformación o fractura de brackets estéticos producidos por la torsión del arco. Analizaron seis tipos de brackets de incisivo central superior derecho: brackets cerámicos (Transcend 6000, 3M); brackets de cerámica reforzados con una ranura de acero inoxidable (Clarity, 3M); brackets de cerámica reforzados con una ranura de oro (Luxi II, RMO); brackets de policarbonato (Blonde, GAC); brackets de policarbonato reforzados con una ranura de acero inoxidable (Elation, GAC); y brackets de

policarbonato reforzados con rellenos cerámicos y una ranura de acero inoxidable (Spirit MB, Ormco). Usaron segmentos de alambre de 5 cm de acero inoxidable 0.021” x 0.025”, y el instrumento de prueba (Emic DL 10000) se movió a una velocidad de 1 pulgada por minuto para generar la torsión del alambre. Los brackets Clarity mostraron los mayores valores estadísticamente significativos (P <0.01) de resistencia a la fractura, y los brackets Blonde tuvieron los valores más bajos de resistencia a la deformación estadísticamente significativos (P <0.01). Concluyeron que la ranura de acero inoxidable podría mejorar la resistencia a la deformación o fractura, aunque las ranuras de oro y los rellenos cerámicos son ineficaces para reforzar los brackets estéticos.

En el 2009 Pacheco et al.[53] compararon la variación en las dimensiones de altura de ranuras y ancho de brackets: Mini Master Series (AO), Balance (GAC) y Roth Monoblock (Morelli), después de la incorporación de alambres a 15° y 60° de torsión. Utilizaron brackets de ranura 0.022” de incisivos centrales superiores derechos y alambres de 0.021” x 0.025”. Las mediciones se realizaron mediante un proyector de perfiles y vernier digital. Encontraron que las variaciones de altura fueron mayores en la marca Morelli seguido por AO y GAC, existieron mayores diferencias a 60° comparado con 15° de torsión, además existieron diferencias significativas en la altura de ranuras entre 0°-15° y 0°-60° en todas las marcas. En cuanto al ancho de la ranuras no hubieron diferencias significativas. Concluyeron que los valores promedios de altura de ranuras iniciales estuvieron dentro de los rangos aceptables y que existieron variaciones dimensionales a nivel de altura de ranuras y ancho de brackets después de la incorporación de alambres torsionados en el interior de las ranuras.

En el 2010 Major et al.[31] evaluaron mediante fotografías las dimensiones de la ranura para 30 brackets de autoligado 0.022” de incisivos centrales superiores de acero inoxidable de tres fabricantes. Seleccionaron cinco puntos para definir una estructura trapezoidal, midiendo así altura, ángulos entre las paredes, estrechamiento de la ranura y linealidad de cada pared. Los brackets Speed (Strite Industries) tuvieron una altura de ranura 2% más pequeña que el tamaño nominal y un estrechamiento ligeramente convergente. Los brackets In-Ovation (GAC) presentaron un estrechamiento divergente, siendo el más cercano al valor nominal de tamaño de la ranura y tuvieron las tolerancias de fabricación más pequeñas. Los brackets Damon Q (Ormco) presentaron la forma más rectangular, con esquinas de casi 90 grados entre el fondo de la ranura y las paredes, y su altura estuvo sobredimensionada en un 3%.

En 2011 Regis et al.[8] evaluaron el efecto de la exposición clínica sobre la morfología superficial, las dimensiones y el comportamiento friccional de brackets metálicos. Noventa y cinco brackets, de 3 marcas comerciales, fueron recuperados de pacientes que habían terminado el tratamiento ortodóncico, como comparaciones utilizaron brackets, que coincidían con el tipo y la marca. La morfología superficial y el material precipitado se analizaron mediante microscopía óptica y de barrido electrónico y microanálisis de rayos X. Las dimensiones del bracket se midieron con un microscopio de medida, además evaluaron la resistencia al deslizamiento sobre un alambre de acero inoxidable. Los brackets recuperados mostraron alteraciones superficiales de la corrosión, el desgaste y la deformación plástica, especialmente en los bordes de las ranuras externas. La deposición de película sobre la superficie de la aleación se observó en una extensión variable. Los principales elementos de la película fueron

carbono, oxígeno, calcio y fósforo. Los brackets comparativos mostraron diferencias ($p < 0.05$) en los tamaños de las ranuras entre las marcas, y una marca mostró un aumento del 3% en las ranuras de los brackets recuperados. El comportamiento friccional difería entre las marcas. Los brackets recuperados de 2 marcas mostraron aumentos del 10% al 20% en la resistencia al deslizamiento. Ellos concluyeron que los brackets metálicos experimentan una degradación significativa durante el tratamiento ortodóncico, posiblemente con una mayor fricción y que en la actualidad, es difícil predecir el impacto de estos cambios en el rendimiento clínico de los componentes ortodónticos.

En el 2012 Gkantidis et al.[38] evaluaron la morfología superficial y la composición de brackets de cerámica (Mystique, GAC) y plástico (Silkon, AO) y examinaron posibles alteraciones en su apariencia estética y la morfología / integridad de las ranuras que podrían ser evidentes después del uso clínico. Recuperaron 32 brackets de pacientes adultos jóvenes al final de su tratamiento de forma prospectiva y aleatorizada, como controles examinaron brackets no utilizados. Obtuvieron tres medidas de ancho de ranura a través de microscopía micrométrica. También realizaron inspecciones visuales de imágenes de microscopía óptica, microscopía electrónica de superficie (SEM) y espectroscopia de rayos X de dispersión de energía (EDS). El tiempo de exposición intraoral varió de 5 a 20 meses (media: 12,4; $P = 0,73$). La inspección visual de las imágenes de microscopía óptica no reveló desfiguraciones morfológicas macroscópicas importantes ni decoloraciones significativas. Sin embargo, una superficie irregular de la pared de la ranura era evidente después del uso clínico (también con SEM), especialmente en el fondo de la ranura. Concluyeron que ambos tipos de brackets presentaron un desempeño clínico adecuado al menos para el período

de tiempo estudiado y en términos de apariencia estética y de integridad morfológica.

En el 2014 Sung-Hwan et al.[39] analizaron y compararon cuantitativamente la rugosidad superficial de los suelos de ranuras de tres tipos de brackets de plástico modernos y midieron la fuerza de fricción estática durante la mecánica de deslizamiento in vitro. Los grupos de prueba constaban de tres tipos de brackets de ranuras 0,022", prescripción Roth, de plástico, de incisivo central derecho superior: policarbonato reforzado con fibra de vidrio (Image, Gestenco), policarbonato reforzado con relleno (Silkon, AO) y polímero híbrido reforzado con ranura metálica (Esther MB, Tomy), los grupos de control comprendían brackets de acero inoxidable (MicroArch, Tomy) y brackets de cerámica monocristalina (Inspire Ice, Ormco). El microscopio electrónico de barrido y el profiler de superficie óptica tridimensional revelaron que todos los brackets recibidos tenían superficies de ranuras irregulares, y tanto la irregularidad como la rugosidad aumentaron después de la prueba de deslizamiento del arco. Los brackets cerámicos en el grupo de control mostraron valores de rugosidad superficial significativamente más bajos y valores de fricción más altos durante la prueba de deslizamiento de arcos comparados con los otros brackets. Los brackets de plástico reforzados con vidrio o relleno exhibieron valores de fricción estática significativamente más altos que los brackets con ranura metálica ($p < 0,001$). El polímero híbrido con ranura metálica mostró rugosidad superficial y valores de rozamiento relativamente más bajos en comparación con el bracket de control de acero inoxidable. Concluyeron que los brackets de plástico reforzado con vidrio o relleno mostraron mayor resistencia a la fricción que los brackets con ranura metálica. Un bracket de plástico con ranura metálica puede ser mejor opción que

uno de plástico por su baja resistencia a la fricción y para evitar daños a partir de los movimientos deslizantes del arco.

En 2016 Lee et al.[54] investigaron la precisión dimensional de brackets de autoligado cerámicos y la cantidad de juego de torsión en varias combinaciones de brackets y arcos. Cuatro tipos de brackets autoligantes de cerámica de 0,022", tres tipos de brackets autoligantes de cerámica de 0,018" y tres tipos de arcos rectangulares: 0,016" × 0.022" de TMA (Ormco), 0.016" × 0.022" de acero inoxidable (Ortho Technology), y 0.019" × 0.025" SS (Ortho Technology) fueron medidos utilizando un microscopio estereoscópico para determinar los anchos de ranura y las dimensiones de la sección transversal del alambre. En todos los sistemas de brackets, la altura externa de la ranura era significativamente mayor que la interna ($p < 0,001$), produciendo un perfil de ranura divergente. Clarity-SL (3M Unitek) mostró la mayor divergencia entre los brackets de 0.022", y Clippy-Cs (Tomy) entre los brackets de 0.018". Damon Clear (Ormco) tuvo el menor error dimensional (0.542%), mientras que Empower Clear (AO) tuvo el error más grande (3.585%). La mayor cantidad de juego se observa con el bracket Empower Clear de 0.022" (AO) con el alambre TMA de 0,016" x 0,022" (Ormco), mientras que la menor cantidad se produce con el bracket Clippy-C de 0,018" (Tomy) combinado con el alambre SS de 0.016" × 0.022" (Ortho Technology).

El propósito de este estudio fue comparar in vitro la estabilidad dimensional de altura interna y externa, así como del ancho superior e inferior del perfil de las ranuras de brackets estéticos, después de haber sido sometidos a fuerza de fricción y torsión. Con ello se determinaría si es que existe variación o no en las dimensiones de la ranura de los brackets lo cual podría influir en el acabado de nuestros tratamientos.

IV. OBJETIVOS:

IV.1. Objetivo General

Comparar in vitro la variación dimensional de la ranura de los brackets estéticos “Silkon plus”, “Virage”, “Radiance”; después de haber sido sometidos a fuerzas friccionales con 0°,5° y 10° de angulación y fuerzas torsionales con 0°, 20° y 45°.

IV.2. Objetivos específicos

1. Determinar las dimensiones de la ranura de los brackets de policarbonato, cerámicos con ranura metálica y cerámicos monocristalinos antes de ser sometidos a fuerzas.
2. Determinar las dimensiones de la ranura de los brackets de policarbonato, cerámicos con ranura metálica y cerámicos monocristalinos después de haber sido sometidos a fuerzas friccionales con angulación de 0°, 5° y 10° y a fuerzas de torsión de 0°, 20° y 45°.
3. Comparar las variaciones dimensionales de la ranura de los brackets de policarbonato, cerámicos con ranura metálica y cerámicos monocristalinos después de haber sido sometidos a fuerzas friccionales y de torsión.
4. Comparar las variaciones dimensionales de las ranuras de los brackets entre grados de fricción y torsión por tipo de bracket.
5. Comparar las variaciones dimensionales de las ranuras de los brackets entre tipos de bracket por grados de fricción y torsión.

V. HIPÓTESIS:

Existen variaciones dimensionales de la ranura de los brackets estéticos “Silkon plus”, “Virage”, “Radiance” después de ser sometidos a fuerzas friccionales con alambres angulados a 0°,5° y 10°; y a fuerzas de torsión de 0°,20°y 45°.

VI. MATERIALES Y MÉTODOS

VI.1. Diseño del Estudio

El presente estudio es una investigación de tipo experimental in vitro

VI.2. Muestra

La muestra total estuvo conformada por 180 brackets estéticos de la Técnica de Arco Recto prescripción Roth: 60 brackets de policarbonato reforzado con relleno modelo Silkon Plus, 60 brackets cerámicos policristalinos reforzados con ranura metálica modelo Virage y 60 brackets cerámicos monocristalinos modelo Radiance, de incisivos superiores derechos, de ranura 0.022” x 0.028” de la marca American Orthodontics (Sheboygan, USA).

El tamaño de la muestra se estableció basado en los objetivos, el diseño del estudio, la hipótesis y en función a estudios previos similares,[11,40,48] donde el mínimo muestral fue entre 5 y 10 unidades por grupo, además se emplearon materiales de la misma marca y por lo tanto de similar fabricación, es por ello que para el presente estudio se consideró el tamaño de muestra de 10 unidades por grupo, con un total de 18 grupos.

VI.3. Criterios de selección

VI.3.1. Criterios de inclusión

- Brackets de arco recto de policarbonato, cerámicos con ranura metálica y cerámicos monocristalinos de incisivos centrales superiores derechos de ranura 0.022” x 0.028”, nuevos y sin presencia de alteraciones macroscópicas a la inspección visual.

VI.3.2. Criterios de exclusión

- Brackets de arco recto de policarbonato, cerámicos con ranura metálica y cerámicos monocristalinos de incisivos centrales superiores derechos de ranura 0.022” x 0.028”, usados o con cualquier falla macroscópica a la inspección visual.

VI.4. Variables

Variable dependiente:

Estabilidad dimensional del ancho y altura de la ranura:

Variable de tipo cuantitativa, continua, medida en escala de razón, definida como la alteración en las dimensiones de ancho y altura de las ranuras, esta variable fue operacionalizada tomando en cuenta cuatro medidas: ancho superior, ancho inferior, altura interna y altura externa de los perfiles distales de las ranuras de los brackets (Anexo N°1), obtenidas mediante un microscopio de medición de la marca Carl Zeiss (Jena, Alemania) (Anexo N°2) con una aproximación de 0.001mm. Todas las mediciones fueron obtenidas en milímetros desde una vista del perfil distal de los brackets, empleando los vértices y límites internos de las paredes como referencias, ayudados de las líneas referenciales del microscopio (Anexo N° 3).

Variables Independientes:

Fuerzas de fricción:

Variable de tipo cualitativa, politómica medida en escala ordinal, definida como la fuerza producida por el deslizamiento del alambre respecto de la ranura con diferentes grados de angulación, dichas angulaciones son establecidas con ayuda de un nonio de ángulo adaptado para la prueba. Fue valorizada como 0°, 5° y 10° de angulación.

Fuerzas de torsión:

Variable de tipo cualitativa, politómica medida en escala ordinal, definida como la fuerza producida por la torsión del alambre sobre su eje dentro de

las ranuras, dichos grados fueron graduados mediante el nonio de ángulo del goniómetro adaptado para la prueba. Fue valorizada como 0°, 20° y 45° de torsión.

Covariable:

Tipos de brackets estéticos:

Variable de tipo cualitativa, politómica medida en escala nominal, definida como tipos de brackets estéticos de diferentes materiales de composición de la misma marca comercial American Orthodontics: Policarbonato reforzado con relleno: “Silkon Plus”, cerámico policristalino con ranura metálica: “Virage”, cerámico monocristalino “Radiance”.

VI.5. Técnicas y procedimientos

Se recolectaron 180 brackets estéticos de Arco recto (prescripción Roth) de incisivos centrales superiores derechos con ranura 0.022”x 0.028” de 3 diferentes materiales: 60 brackets de policarbonato reforzado con relleno “Silkon plus”, 60 brackets cerámicos policristalinos con ranura metálica “Virage” y 60 brackets cerámicos monocristalinos (zafiro) “Radiance”, todos de la marca American Orthodontics USA; y 90 pies de alambres rectangulares de acero inoxidable calibre 0.019” x 0.025” de la marca American Orthodontics USA, todos los materiales antes mencionados fueron donados por la distribuidora de AO en Perú.

Los brackets se distribuyeron aleatoriamente en 6 grupos por cada tipo de bracket; 3 grupos de 10 brackets para las pruebas de fricción a 0°, 5° y 10° respectivamente y 3 grupos de 10 brackets para las pruebas de torsión a 0°, 20° y 45° respectivamente. Cada pie de alambre se dividió en dos con la ayuda de un alicate de corte, y fueron distribuidos de la misma manera. Luego de la distribución, los brackets fueron guardados en depósitos adecuados y codificados para evitar confusiones entre grupos de estudio.

Se realizó un estudio piloto con el 10% de cada grupo, para comprobar la eficiencia de los protocolos establecidos y la viabilidad de los mismos, a los valores obtenidos de las mediciones se aplicó el coeficiente de correlación intraclase obteniendo un valor de CCI=0.99 que nos garantiza reproducibilidad de las mediciones, validez y confiabilidad de los protocolos e instrumentos de medición.

Después de realizada la identificación de las muestras, se realizaron las mediciones iniciales por el Ing. Mecánico Robert Eusebio Teherán, experto

en metrología de High Technology Laboratory Certificate. Para medir las ranuras de los brackets se utilizó un Microscopio de medición marca Carl Zeiss (Jena, Alemania) con una aproximación de 0.001mm (1um) (Anexo N°2). Para ello se colocó cuidadosamente cada bracket en el portaobjetos del microscopio con ayuda de un sujetador, de tal manera que la ranura del bracket quedara orientada verticalmente, y la línea de visión con el microscopio sea paralela al eje de la ranura. Se procedió a medir ancho superior (A), ancho inferior (B), altura interna (C) y altura externa (D) del perfil distal de la ranura de cada bracket por cada grupo de estudio (Anexo N°1).

Después los brackets y alambres de los grupos para la prueba de fricción fueron llevados a la máquina de ensayo universal para tracción marca LG modelo CMT-5L (Korea) (Anexo N°4), a una temperatura ambiental de 24° con humedad relativa de 50%, los brackets fueron sujetados con un aditamento[11] confeccionado y adaptado especialmente para la prueba (Anexo N°5), cada segmento de alambre fue fijado de un extremo con presillas especiales a la máquina de tracción. Para iniciar el ensayo, los segmentos de alambre se colocaron en contacto con la base de la ranura y dos rodillos de acero horizontales y paralelos, que podían girar libremente, se colocaron en cada extremo del bracket para sujetar el alambre contra la base de la ranura. Para los ensayos mecánicos con angulación 0°, los segmentos de alambre pasaron pasivamente por la ranura del bracket; después para los ensayos de 5° y 10° el dispositivo de sujeción se inclinó los grados requeridos ayudado del goniómetro, de esta manera los brackets quedaron angulados respecto al eje del alambre. La fuerza de fricción se

generó al traccionar el alambre a través de la ranura de los brackets a una velocidad constante de 5 mm/min[8,11] durante dos minutos[11] por cada bracket.

Para los grupos de la prueba de torsión, se fabricó un aparato[40,53] (Anexo N°6) en el cual los alambres fueron fijados en sus dos extremos por medio de presillas, y los brackets quedaron fijos gracias a una mordaza de sujeción a 6 mm del extremo del alambre que iba a sufrir la torsión, esta distancia se estandarizó porque se considera una distancia media entre los incisivos superiores[20,40,48], en la prueba a 0° el alambre se colocó pasivamente, para las pruebas de 20° y 45°, el alambre de acero se torsionó en dirección a las alas incisales del bracket simulando una situación intraoral de un torque vestibular de las raíces, en incrementos de 4° por minuto,[48,53] verificando dichos incrementos en el nonio de ángulo del goniómetro adaptado para la prueba.

Finalizado los ensayos mecánicos, los brackets fueron llevados nuevamente al microscopio de medición para realizar las mediciones finales. Tanto las medidas iniciales como finales, fueron obtenidas en mm y anotadas en una ficha de recolección de datos según el código de cada bracket para evitar confusiones (Anexo N°7).

VI.6 Plan de análisis

Se realizó la tabulación de los datos recolectados en el programa Microsoft Excel y fueron procesados en el programa estadístico SPSS versión 24.

Se determinaron medias y desviaciones estándar de todas las medidas en cada grupo.

Se realizó el Test de Shapiro-Wilk, encontrando normalidad de la muestra, por lo que se aplicaron pruebas paramétricas.

Para encontrar el promedio de la diferencia se aplicó la prueba de T de Student de muestras relacionadas.

Para comparar las medidas entre grupos de acuerdo a los ángulos y grados usados así como el tipo de bracket se aplicó la prueba Tukey.

El estudio conto con un nivel de confianza de 95% y un $p < 0.05$

VI.7 Consideraciones éticas

Este estudio fue presentado al comité de ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, quienes lo revisaron y otorgaron la exoneración por tratarse de un trabajo experimental in vitro. (Anexo N°8)

VII. RESULTADOS

De las medidas iniciales, al evaluar el ancho superior (A), se encontró el menor promedio para los brackets Silkon Plus con 0.654mm (DE=0.025), y el mayor para los brackets Virage con 0.744mm (DE=0.022). En el ancho inferior (B), el menor promedio fue para los brackets Virage con 0.712mm (DE=0.028) y el mayor para los brackets Silkon Plus con 0.890mm (DE=0.012). Para la altura interna (C), tanto el menor como el mayor promedio fue para los brackets Silkon Plus de 0.510mm (DE=0.018) a 0.582mm (DE=0.028). En la altura externa (D), el menor promedio fue para los brackets Silkon Plus con 0.530mm (DE=0.034) y el mayor para los brackets Radiance con 0.560mm (DE=0.016) (Tabla N°1 y N°2).

De las medidas finales obtenidas después de la prueba de fricción, al evaluar el ancho superior (A), se encontró el menor promedio para los brackets Silkon Plus a 0° con 0.670mm (DE=0.026), y el mayor para los brackets Virage a 0° con 0.738mm (DE=0.016). En el ancho inferior (B), el menor promedio fue para los brackets Virage a 5° con 0.708mm (DE=0.046) y el mayor para los brackets Silkon Plus a 10° con 0.901mm (DE=0.012). Para la altura interna (C), el menor promedio fue para los brackets Silkon Plus a 0°y 10° con 0.523mm (DE=0.007) y el mayor para los brackets Virage a 10° con a 0.561mm (DE=0.026). En la altura externa (D), el menor promedio fue para los brackets Silkon Plus a 0° con 0.529mm (DE=0.025) y el mayor para los brackets Radiance a 10° con 0.568mm (DE=0.021) (Tabla N°1).

De las medidas finales obtenidas después de la prueba de torsión, al evaluar el ancho superior (A), se encontró el menor promedio para los brackets

Silkon Plus a 20° con 0.660mm (DE=0.024), y el mayor para los brackets Virage a 20° con 0.752mm (DE=0.023). En el ancho inferior (B), el menor promedio fue para los brackets Virage a 20° con 0.732mm (DE=0.019) y el mayor para los brackets Silkon Plus a 0° con 0.892mm (DE=0.014). Para la altura interna (C), el menor promedio fue para los brackets Virage a 0° con 0.556mm (DE=0.013) y el mayor para los brackets Silkon Plus a 20° con a 0.558mm (DE=0.026). En la altura externa (D), el menor promedio fue tanto para los brackets Silkon Plus a 0°y 20° como para los brackets Virage a 0°con 0.537mm (DE=0.031),y el mayor para los brackets Virage y Radiance a 20° con a 0.565mm (DE=0.019) (Tabla N°2).

Al comparar las mediciones de ancho y altura de ranuras de brackets iniciales y finales sometidos a fricción, según grados de angulación y tipo de bracket, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todos los grupos ($p<0.05$); excepto en los grupos a 0° de Silkon plus y Virage, en el ancho inferior (B), altura interna (C) y altura externa (D) a 0° de Radiance , y en el ancho inferior (B) de Virage a 5° ($p>0.05$) (Tabla N°3).

Del mismo modo al comparar las mediciones de ancho y altura de ranuras de brackets iniciales y finales según grados de torsión y tipo de bracket, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todos los grupos ($p<0.05$); excepto en ancho superior (A), ancho inferior (B) y altura externa (D) del grupo a 0°de brackets Silkon Plus; en el grupo a 0° de brackets Virage; en ancho superior (A), ancho inferior (B) y altura interna (C) del

grupo a 0° de brackets Radiance y en el ancho inferior (B) de Radiance a 20°($p>0.05$) (Tabla N°4).

Al comparar variaciones de ancho y altura de ranuras, entre grados de angulación para fricción según tipos de bracket, se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$); en el ancho superior (A) entre 0°-10°, en el ancho inferior (B) entre 0°-10° y 5°-10° y en la altura externa (D) entre todos los ángulos, para brackets Silkon Plus. Se encontraron diferencias en el ancho superior (A) entre 0°-5° y 0°-10° para brackets Virage. Se encontraron diferencias en el ancho inferior (B) entre 0°-10° y 5°-10°, y en la altura externa (D) entre 0°-5° y 0°-10° para brackets Radiance (Tabla N°5).

Del mismo modo, al comparar variaciones de ancho y altura de ranuras, entre grados de torsión según tipos de bracket, se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre todos los grados para brackets Silkon Plus, excepto en el ancho superior (A) y altura interna(C) entre 0°-20° y en la altura externa (D) entre 0°-45°. Se encontraron diferencias en el ancho superior (A) entre 20°-45°, y en la altura externa (D) entre 0°-20° para brackets Virage. Se encontraron diferencias en el ancho superior (A) y altura interna (C) entre 0°-45° y 20°-45°, y en la altura externa (D) entre 0°-20° y 0°-45° para brackets Radiance ($p<0.05$) (Tabla N°6).

Al comparar variaciones de ancho y altura de ranuras entre tipos de bracket, según grados de angulación para fricción, se encontraron diferencias

estadísticamente significativas en el ancho inferior (B) entre todos los tipos de brackets a 10°($p<0.05$) (Tabla N°7).

Al comparar variaciones de ancho y altura de ranuras entre tipos de bracket, según grados de torsión, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la altura interna (C) entre todos los tipos de bracket a 45° y en la altura externa (D), se presentaron diferencias entre Silkon-Radiance a 45°($p<0.05$) (Tabla N°8).

Tabla N° 1

Valores promedio iniciales y finales del ancho y altura de las ranuras según grados de angulación por tipo de bracket

Tipo de bracket	Grados de angula-ción	Medidas iniciales (mm)								Medidas finales (mm)							
		A		B		C		D		A		B		C		D	
		X	DE	X	DE	X	DE	X	DE	X	DE	X	DE	X	DE	X	DE
SILKON	**0°**	0.671	0.015	0.882	0.023	0.522	0.010	0.532	0.028	0.670	0.026	0.882	0.030	0.523	0.007	0.529	0.025
	5°	0.670	0.016	0.885	0.015	0.519	0.016	0.541	0.013	0.678	0.016	0.894	0.016	0.531	0.016	0.553	0.019
	10°	0.668	0.017	0.890	0.012	0.510	0.018	0.539	0.022	0.679	0.018	0.901	0.012	0.523	0.012	0.562	0.026
VIRAGE	**0°**	0.738	0.017	0.731	0.010	0.533	0.040	0.535	0.035	0.738	0.016	0.731	0.011	0.533	0.041	0.542	0.044
	5°	0.725	0.014	0.712	0.028	0.548	0.009	0.554	0.016	0.732	0.014	0.708	0.046	0.558	0.011	0.567	0.020
	10°	0.723	0.020	0.733	0.032	0.548	0.024	0.549	0.031	0.734	0.021	0.748	0.032	0.561	0.026	0.563	0.035
RADIANCE	**0°**	0.705	0.022	0.845	0.032	0.535	0.021	0.554	0.009	0.707	0.023	0.853	0.026	0.538	0.013	0.555	0.005
	5°	0.706	0.022	0.845	0.022	0.540	0.019	0.555	0.011	0.716	0.014	0.856	0.020	0.553	0.019	0.567	0.019
	10°	0.701	0.024	0.839	0.017	0.529	0.023	0.554	0.014	0.713	0.020	0.850	0.014	0.547	0.020	0.568	0.021

Equivalencia: 0.254 mm = 0.010”

Tabla N° 2

Valores promedio iniciales y finales del ancho y altura de las ranuras según grados de torsión por tipo de bracket

Tipo de bracket	Grados de torsión	Medidas iniciales (mm)								Medidas finales (mm)							
		A		B		C		D		A		B		C		D	
		X	DE	X	DE	X	DE	X	DE	X	DE	X	DE	X	DE	X	DE
SILKON	0°	0.657	0.029	0.888	0.016	0.556	0.024	0.539	0.031	0.664	0.026	0.892	0.014	0.558	0.026	0.537	0.031
	20°	0.654	0.025	0.880	0.028	0.582	0.028	0.530	0.034	0.660	0.024	0.886	0.028	0.588	0.026	0.537	0.034
	45°	0.656	0.018	0.879	0.038	0.569	0.029	0.538	0.027	0.665	0.018	0.889	0.040	0.577	0.030	0.548	0.033
VIRAGE	0°	0.737	0.025	0.735	0.022	0.555	0.014	0.537	0.025	0.730	0.013	0.734	0.019	0.556	0.013	0.537	0.024
	20°	0.744	0.022	0.724	0.019	0.556	0.023	0.557	0.019	0.752	0.023	0.732	0.019	0.564	0.021	0.565	0.020
	45°	0.729	0.029	0.721	0.020	0.565	0.014	0.551	0.049	0.742	0.027	0.734	0.019	0.576	0.013	0.563	0.046
RADIANCE	0°	0.700	0.021	0.872	0.036	0.578	0.017	0.560	0.016	0.704	0.011	0.877	0.031	0.576	0.019	0.561	0.017
	20°	0.697	0.030	0.852	0.043	0.573	0.026	0.559	0.020	0.703	0.029	0.868	0.036	0.584	0.018	0.565	0.019
	45°	0.695	0.027	0.823	0.022	0.558	0.054	0.541	0.057	0.707	0.023	0.835	0.022	0.570	0.054	0.549	0.055

Equivalencia: 0.254 mm = 0.010”

Tabla N° 3

Variación dimensional del ancho y altura de las ranuras según grados de angulación por tipo de bracket

Tipo de bracket	Grados de fricción	Variaciones (mm)											
		A			B			C			D		
		X	DE	P	X	DE	P	X	DE	p	X	DE	p
SILKON	0°	-0.001	0.014	0.77	0.000	0.012	0.96	0.012	0.005	0.78	-0.002	0.013	0.55
	5°	0.008	0.004	**0.00**	0.009	0.004	**0.00**	0.012	0.005	**0.00**	0.012	0.008	**0.00**
	10°	0.010	0.008	**0.00**	0.011	0.005	**0.00**	0.013	0.008	**0.00**	0.023	0.008	**0.00**
VIRAGE	0°	0.001	0.003	0.62	0.001	0.002	0.41	0.000	0.002	0.85	0.007	0.018	0.24
	5°	0.007	0.004	**0.00**	-0.003	0.032	0.76	0.010	0.007	**0.00**	0.013	0.005	**0.00**
	10°	0.011	0.008	**0.00**	0.015	0.013	**0.00**	0.013	0.009	**0.00**	0.014	0.011	**0.00**
RADIANCE	0°	0.003	0.003	**0.02**	0.008	0.011	0.05	0.003	0.012	0.41	0.001	0.005	0.42
	5°	0.011	0.014	**0.04**	0.011	0.009	**0.01**	0.013	0.006	**0.00**	0.013	0.009	**0.00**
	10°	0.011	0.008	**0.00**	0.011	0.008	**0.00**	0.017	0.007	**0.00**	0.014	0.012	**0.00**

Prueba Estadística: Prueba de T de Student de muestras relacionadas ($p<0.05$)

Tabla N° 4

Variación dimensional del ancho y altura de las ranuras según grados de torsión por tipo de bracket

Tipo de bracket	Grados de torsión	Variaciones (mm)											
		A			B			C			D		
		X	DE	P	X	DE	p	X	DE	p	X	DE	p
SILKON	0°	0.007	0.014	0.16	0.004	0.008	0.18	0.003	0.003	**0.01**	-0.002	0.010	0.56
	20°	0.006	0.003	**0.00**	0.006	0.003	**0.00**	0.006	0.003	**0.00**	0.007	0.004	**0.00**
	45°	0.009	0.003	**0.00**	0.011	0.005	**0.00**	0.008	0.006	**0.00**	0.011	0.009	**0.03**
VIRAGE	0°	-0.007	0.024	0.36	-0.001	0.007	0.62	0.001	0.003	0.34	-0.001	0.004	0.71
	20°	0.008	0.003	**0.00**	0.007	0.004	**0.00**	0.008	0.004	**0.00**	0.008	0.003	**0.00**
	45°	0.013	0.004	**0.00**	0.012	0.004	**0.00**	0.011	0.003	**0.00**	0.011	0.005	**0.00**
RADIANCE	0°	0.005	0.012	0.24	0.005	0.013	0.24	-0.002	0.011	0.62	0.001	0.001	**0.04**
	20°	0.007	0.003	**0.00**	0.016	0.029	0.12	0.011	0.011	**0.01**	0.006	0.002	**0.00**
	45°	0.012	0.005	**0.00**	0.012	0.003	**0.00**	0.012	0.008	**0.00**	0.009	0.006	**0.00**

Prueba Estadística: Prueba de T de Student de muestras relacionadas ($p<0.05$)

Tabla N° 5

Variación dimensional del ancho y altura de las ranuras entre grados de angulación para fricción por tipo de bracket

Tipo de bracket	Grados de fricción	Variaciones			
		A	B	C	D
SILKON	0° - 5°	0.09	0.40	1.0	**0.0**
	0° - 10°	**0.03**	**0.0**	0.89	**0.0**
	5° - 10°	0.89	**0.0**	0.89	**0.04**
VIRAGE	0° - 5°	**0.03**	0.94	1.0	0.57
	0° - 10°	**0.0**	0.98	0.62	0.49
	5° - 10°	0.31	0.99	0.62	0.98
RADIANCE	0° - 5°	0.18	0.88	1.0	**0.03**
	0° - 10°	0.13	**0.0**	0.29	**0.01**
	5° - 10°	0.98	**0.0**	0.29	0.95

Prueba Estadística: Anova (Tukey) ($p<0.05$)

Tabla N° 6

Variación dimensional del ancho y altura de las ranuras entre grados de torsión por tipo de bracket

Tipo de bracket	Grados de torsión	Variaciones			
		A	B	C	D
SILKON	0° - 20°	0.89	**0.0**	1.0	**0.0**
	0° - 45°	**0.0**	**0.01**	**0.0**	0.98
	20° - 45°	**0.0**	**0.0**	**0.0**	**0.0**
VIRAGE	0° - 20°	0.92	0.99	1.0	**0.04**
	0° - 45°	0.06	0.99	0.29	0.11
	20° - 45°	**0.03**	0.99	0.29	0.87
RADIANCE	0° - 20°	0.34	0.96	1.0	**0.0**
	0° - 45°	**0.0**	0.09	**0.0**	**0.02**
	20° - 45°	**0.0**	0.05	**0.0**	0.21

Prueba Estadística: Anova (Tukey) ($p<0.05$)

Tabla N° 7

Variación dimensional del ancho y altura de las ranuras entre tipos de brackets por grados de fricción

Grados de fricción	Tipo de bracket	Variaciones			
		A	B	C	D
0°	**Silkon – Virage**	0.88	0.98	0.81	0.24
	Silkon – Radiance	0.51	0.13	0.89	0.79
	Virage – Radiance	0.79	0.19	0.54	0.58
5°	**Silkon – Virage**	0.97	0.33	0.81	0.98
	Silkon – Radiance	0.79	0.98	0.89	0.99
	Virage – Radiance	0.66	0.25	0.54	0.99
10°	**Silkon – Virage**	0.97	**0.0**	0.99	0.14
	Silkon – Radiance	0.93	**0.0**	0.46	0.13
	Virage – Radiance	0.99	**0.0**	0.52	1.0

Prueba Estadística: Anova (Tukey) ($p<0.05$)

Tabla N° 8

Variación dimensional del ancho y altura de las ranuras entre tipos de brackets por grados de torsión

Grados de torsión	Tipo de bracket	Variaciones			
		A	B	C	D
0°	**Silkon – Virage**	0.81	0.98	0.96	0.61
	Silkon – Radiance	0.89	0.99	0.51	0.98
	Virage – Radiance	0.54	0.99	0.36	0.51
20°	**Silkon – Virage**	0.99	0.14	0.96	0.19
	Silkon – Radiance	0.46	0.13	0.51	0.91
	Virage – Radiance	0.52	1.0	0.36	0.36
45°	**Silkon – Virage**	0.36	0.43	**0.0**	0.18
	Silkon – Radiance	0.99	0.99	**0.0**	**0.04**
	Virage – Radiance	0.42	0.41	**0.0**	0.72

Prueba Estadística: Anova (Tukey) ($p<0.05$)

VIII. DISCUSIÓN:

El tratamiento de ortodoncia tiene como principal objetivo lograr una correcta oclusión, tanto estática como dinámica; para alcanzar esta meta, los dientes deben ser movidos hacia una posición óptima. Dicho movimiento se produce gracias a la trasmisión de fuerzas generadas por la interacción del alambre con la ranura del bracket. La relación que existe entre el alambre y la ranura debería ser exacta, y mantenerse así a lo largo del tratamiento para conseguir resultados adecuados.

En la literatura existen reportes de que las dimensiones de las ranuras de los brackets no son exactas, lo que se conoce como "tolerancia de fabricación". Además las tensiones y presiones generadas por las fuerzas de fricción y torsión durante el tratamiento, pueden generar alteraciones en las dimensiones tanto del alambre como de la ranura del bracket. Los requerimientos estéticos han llevado a un mayor empleo y evolución de los brackets estéticos, sin embargo no han sido estudiados ampliamente como los brackets metálicos.

El presente estudio, comparó in vitro las variaciones dimensionales de ancho y altura de ranuras de 180 brackets estéticos, correspondientes a incisivos centrales superiores derechos con ranuras de 0.022" x 0.028" de tres tipos de materiales diferentes, de la marca American Orthodontics. Policarbonato reforzado con relleno "Silkon plus", cerámico policristalino con ranura metálica "Virage" y cerámico monocristalino "Radiance", distribuidos en 3 grupos de 60 unidades por tipo de bracket, cada grupo se dividió aleatoriamente en 2 grupos, el primer subgrupo de 30 brackets se

subdivido aleatoriamente para la prueba de fricción: 10 brackets para la prueba a 0°, 10 brackets para el grupo con angulación de 5° y 10 brackets para el grupo de 10°; el segundo subgrupo de cada tipo de brackets se utilizaron para la prueba de torsión: 10 brackets para la prueba a 0°, 10 brackets para el sometido a torsión de 20° y 10 brackets para el grupo de 45°. Se utilizaron 180 segmentos de alambre rectangular de acero inoxidable de calibre 0.019” x 0.025” de la marca American Orthodontics distribuidos aleatoriamente.

Al evaluar las medidas iniciales obtenidas del perfil distal de las ranuras de los brackets estéticos nuevos, tomando como referencia el valor nominal de 0.022” x 0.028” (0.559mm x 0.711mm), encontramos que el ancho superior (A) para los brackets Silkon plus es en promedio hasta 6% menos que la norma, y el ancho inferior (B) hasta 25% más grande, mostrando en este sentido, la mayor variación respecto al tamaño nominal de los tres tipos de brackets. Radiance también presento un ancho inferior 22% más grande que el valor nominal. En Virage tanto A y B cumplen con la norma, entendiendo que al igual que Cash et al.[34] solo se midió el inserto metálico de la ranura. Nishio et al.[40] en su estudio de brackets estéticos, encontraron mayor profundidad de la ranura en los brackets de policarbonato Blonde (GAC), Elation (GAC) y Spirit MB (Ormco) comparados con los brackets cerámicos, concordando con nuestro estudio; Aknin et al.[44] mencionan que el lugar predominante de fractura de los brackets cerámicos es en la porción incisal; los brackets según su material de fabricación, requieren características intrínsecas como un perfil más ancho, que compensen

algunas deficiencias en sus propiedades o garanticen un mejor comportamiento.

Para la altura interna (C) los brackets Silkon presentan un error dimensional de hasta 9%; Virage y Radiance en promedio presentaron un error de hasta 5% de sus dimensiones indicadas. Creekmore et al.[6] dan una tolerancia para la altura de 0.022”-0.023” (0.559mm – 0.584mm), en este estudio el 61.6% de la muestra es menor a 0.022”, el 14% mayor a 0.023” y el 31% no es lo suficientemente grande para albergar un arco de máximo tamaño. Estos hallazgos concuerdan con Brown et al.[33] quienes midieron la altura de la ranura desde una posición similar a “C” de nuestro estudio, encontrando que el 15% era mayor a 0.023” y el 36 % no sería lo suficientemente grande para insertar un arco de tamaño completo. Major et al.[31] en su estudio de brackets autoligantes, encontraron que en una posición similar a “C” de este estudio, el 63% de los brackets Speed (Strite Industries) estaba por debajo de la norma. Lee et al.[54] en brackets autoligantes estéticos encontraron variaciones de altura interna entre 0.550mm a 0.570 mm (0.0216”-0.0224”) que equivale a 2% de error dimensional.

Para la altura externa (D) en promedio, los tres tipos de brackets se encuentran dentro del 5 % por debajo de sus dimensiones nominales. Estos hallazgos difieren con Cash et al.[34] quienes informaron que todas las ranuras de 11 tipos de brackets estudiados estaban sobre dimensionadas entre 5% a 24%, 3 eran de tipo estético, Clarity MBT (3M Unitek) estuvo dentro del 5% de sus dimensiones, Elegance Plastic Roth (Dentaurum) estuvo sobre dimensionado en un 12% y Mxi Advant-Edge Roth (TP LaPorte) presento grandes variaciones y una ranura convergente y

socavada. Nishio el al.[40] encontraron un aumento de altura para los brackets estéticos de policarbonato Blonde (GAC) y Spirit MB (Ormco). Regis et al.[8] en su estudio de brackets metálicos, también encontraron brackets sobre dimensionados hasta en 12%. Lee et al.[54] encontraron ranuras divergentes y brackets sobredimensionados entre 10%-30%, esto podría deberse a que ellos estudiaron brackets autoligantes. Además encontramos que solo el 4% es mayor a la tolerancia descrita por Creekmore et al.[6] de 0.023" y el 63% es menor a 0.022", así mismo el 23% de la muestra no es capaz de albergar un alambre de tamaño completo. Kusy y Whitley[13] en su estudio tanto de brackets estéticos como metálicos, encontraron que el 15 % de los brackets que estudiaron estaban por debajo de la nómina de sus dimensiones, pero también encontraron que un 8% estaba sobre dimensionado llegando a 0.0237" casi 0.002" por encima de la nómina. Según Proffit et al.[10] los brackets y tubos deberían ser fabricados con una precisión de al menos 1mil (0.001"), en este estudio el 55% de la muestra en C y el 73% en D se encontraban dentro de esta norma, incluso algunos con los valores nominales precisos.

Para un mejor entendimiento de la discusión primero analizaremos todos los resultados obtenidos después de la prueba de fricción, y seguidamente los resultados de la prueba de torsión.

Al evaluar las variaciones dimensionales después de la prueba de fricción, para el ancho superior "A", encontramos diferencias en los tres tipos de brackets a 5° y 10° de angulación y solo en Radiance a 0°. Para el ancho inferior "B" encontramos diferencias en Silkon y Radiance a 5° y 10° y en

Virage solo a 10°. Tanto para altura interna y externa “C y D”, se encontraron diferencias a 5° y 10° para todos los tipos de brackets. En la literatura actual no existen investigaciones que evalúen todas las dimensiones del perfil de la ranura después de haber sido sometidos a fricción como en nuestro estudio, generalmente basan los estudios en mediciones de altura de ranura y ancho mesio distal de bracket; o en el aumento de rugosidad superficial, que podría explicar las diferencias estadísticas encontradas en nuestro estudio. Sung-Hwan et al.[39] estudiaron una variedad de brackets estéticos de diferentes composiciones y todos independientemente de sus características mostraron un incremento de la rugosidad superficial después de ser sometidos a fricción.

En nuestro estudio la mayor variación fue de 0.023mm o 0.0009” correspondiente a “D” de brackets Silkon plus a 10° de fricción, dicha variación podría deberse a que solo en este grupo de brackets, se encontró una faceta de desgaste en la unión de “B” con la pared vestibular del ala incisal del bracket, al parecer los bordes externos de cualquier bracket están sujetos a estas deformaciones, tal como lo informaron Regis et al.[8] quienes evaluaron brackets metálicos recuperados de pacientes, encontrando variaciones de hasta 0.018mm o 0.0007”; además encontraron desgastes y deformaciones en los bordes externos de la superficie del fondo de la ranura, sin embargo no encontraron diferencias significativas en el ancho mesio distal de la ranura. Por otro lado Gkantidis et al.[38] en su estudio de brackets estéticos recuperados de pacientes comparados con brackets nuevos, encontraron una disminución de la altura de los extremos de la ranura desde una vista frontal en brackets Silkon.

En este estudio al analizar las diferencias entre grados de angulación después ser sometidos a fricción, encontramos diferencias para “A” en Virage entre 0°-5° y en Silkon y Virage entre 0°-10°. Para “B” en Silkon y Radiance entre 0°-10° y 5°-10°. En “C” no encontramos diferencias y en “D” encontramos diferencias para Silkon entre todos los grados y para Radiance entre 0°-5° y 0°-10°. Nishio et al.[11] sometieron a fricción con 0° y 10° de angulación, a brackets cerámicos con ranura metálica Clarity (3M/Unitek) y brackets cerámicos policristalinos Transcend series 6000 (3M/Unitek), encontrando un gran aumento de coeficiente de fricción a 10° sobre todo a nivel de los extremos mesio distales de las ranuras, por lo tanto a mayor angulación mayor fricción. Articolo y Kusy[55] midieron resistencia al deslizamiento en función a 5 angulaciones y encontraron que dicha resistencia aumenta 100 veces de angulación 0° a 3°.

En este estudio al analizar las diferencias entre tipos de brackets por grados de angulación después de ser sometido a fricción, encontramos diferencias solo en “B” a 10° para los tres tipos de brackets. Es importante recordar la considerable fricción que causan los alambres rígidos por la falta de flexibilidad, con 10° de angulación generan mayor ángulo de contacto y aumenta la resistencia al deslizamiento y como analizamos anteriormente en algunos brackets pueden generar facetas de desgaste.

Al evaluar las variaciones dimensionales después de la prueba de torsión, para el ancho superior “A”, encontramos diferencias en los tres tipos de brackets a 20° y 45°. Para el ancho inferior “B” encontramos diferencias en Silkon y Virage a 20° y 45°; y en Radiance a 45°. Para “C” y “D” se

encontraron diferencias a 20° y 45° para los tres tipos de brackets. Pacheco et al.[53] en su estudio de variación de las dimensiones después de torsión de brackets metálicos encontraron mayor variación para Roth Monoblock (Morelli), seguido de Mini Master series (AO) y por último Balance (GAC). Fischer-Brandies et al.[52] mencionaron que cuando se aplica torque se puede producir una muesca en las paredes de las ranuras y encontraron variaciones de hasta 0.016mm o 0.0006", en nuestro estudio encontramos variaciones de hasta 0.012mm o 0.0005" correspondiente a la altura interna de Radiance a 45°. Si bien estas deformaciones no afectan el ángulo de contacto considerablemente, es importante verificar si podrían afectar la cantidad de torque entregada.[52]

Al analizar las diferencias entre grados de torsión, encontramos variaciones para "A" en Silkon y Radiance entre 0°-45° y para los tres tipos de brackets entre 20°-45°. En "B" para Silkon encontramos diferencias entre todos los grados de torsión. En "C" para Silkon y Radiance entre 0°-45° y 20°-45°. En "D" para los tres tipos de brackets entre 0°-20°; para Silkon entre 20°-45° y para Radiance entre 0°-45°. Alrejaye[42] fabrico brackets a partir de materiales estéticos como resina y porcelana y los sometió a torsión, encontrando que los ángulos medios de falla de torsión varían entre 15° y 40°. Pacheco et al.[53] encontraron mayores variaciones de dimensión de los brackets a 60° de torsión comparado con 15°.

Al analizar las diferencias entre los tipos de brackets por grados de torsión, encontramos diferencias en "C" a 45° para todos los tipos de brackets; y en "D" a 45° entre Silkon y Radiance. Harzer et al.[20] en su estudio de trasmisión de torque mostraron que los brackets de policarbonato

reforzados con ranura metálica Elegance (Dentaurum) tenían un mejor comportamiento que los brackets de policarbonato con relleno Brillant (Forestadent) y estos a su vez son mejores que los brackets de policarbonato; corroborando la información de Feldner et al.[48] quienes también estudiaron brackets de policarbonato, y reportaron un torque significativamente menor y una deformación más pronunciada en brackets de policarbonato con relleno y sin él, comparados con brackets de policarbonato con ranura metálica y cerámicos. Flores et al.[47] en su estudio de comparación de la resistencia a la fractura por torsión, descubrieron que los brackets cerámicos policristalinos y monocristalinos podían resistir mayores valores de carga que los brackets metálicos antes de su deformación. Nishio et al.[40] en su estudio de resistencia a la deformación de brackets estéticos hasta la fractura, encontraron mayor resistencia para los brackets cerámicos con ranura metálica Clarity (3M Unitek) y menor resistencia para los brackets de policarbonato Blonde (GAC), no analizaron brackets monocristalinos, además todos los brackets cerámicos terminaron fracturándose y los brackets de policarbonato solo se deformaron permitiendo que el alambre gire por completo dentro de la ranura, sin embargo no encontraron variaciones dimensionales en estos brackets antes y después de la torsión, lo que llevaría a pensar que la deformación de los brackets de policarbonato es reversible; un dato importante como menciona Gmyrek et al.[56] sería conocer la flexión esperada de los brackets de plástico para poder compensarla con un torque adicional. En nuestro estudio 3 de los brackets Virage sometidos a torsión a 45° sufrieron fractura, como se sabe la cerámica policristalina presenta menor resistencia que la

monocristalina, y otro detalle que podría afectar el performance de estos brackets es el espacio de unión existente entre la superficie del bracket y la ranura de metal, que puede dificultar el ajuste del metal a la cerámica además de los diferentes coeficientes de expansión de los materiales.[11]

La exactitud con la que se fabrican los brackets y los arcos de alambre está directamente relacionada en el resultado del tratamiento, en nuestra profesión que batallamos hacia la excelencia, es inaceptable encontrar deficiencias grandes en nuestros principales instrumentos de trabajo; los brackets estudiados en la presente investigación en su gran mayoría se encontraban dentro de los límites de tolerancia, sin embargo, existieron brackets fuera de este rango, además, aunque no es objeto de estudio en esta investigación, pudimos observar alteraciones en la orientación de las paredes y asperidades, que deben ser mejor estudiadas, así como la tolerancia del calibre de los arcos. Todos estos hallazgos nos llevan a concordar con Brown et al.[33] acerca de que es improbable que el clínico obtenga juegos completos de brackets ideales, cada ortodoncista debe conocer y adaptarse a los sistemas disponibles.

Además del borde biselado de los arcos ya conocido, otro aspecto geométrico a tener en cuenta, es el redondeado interno de las ranuras, que al comienzo de este estudio, complico la realización de las mediciones, sin embargo gracias a la líneas guía del microscopio y las intersecciones de las mismas, pudimos lograr las medidas precisas y reproducibles. Si las dimensiones fueran las indicadas según los fabricantes y los bordes fueran

de 90°, existiría el juego ideal entre ranura y arco, pero esto es rara vez o nunca.[32]

Pocas investigaciones han estudiado los perfiles de las ranuras, Major et al.[31] consideran su estudio como el análisis más completo ya que toman como referencia 5 puntos por pared de ranura y aun así mencionan que no sería un análisis de perfil perfecto, pues es posible que un bracket tenga una deformación en un lugar que no coincide con los puntos investigados; en nuestro estudio al tomar 2 puntos de referencia por pared, se incrementan estas posibilidades. Otra observación es acerca de la medición del perfil distal de la ranura, el cual no garantiza que el perfil mesial tenga las mismas características.

Es esencial comprender el impacto tanto de la fricción como de la torsión y la relación que existe entre la ranura y el alambre, la posición relativa del bracket y el arco cambian continuamente durante el tratamiento de ortodoncia y la relación entre el bracket, alambre y ligadura afectan la resistencia. La ligadura es una variable que podría influir en las fuerzas tanto de fricción como de torsión, muchos autores afirman que esta fuerza es subjetiva y que varían dependiendo de las manos del operador,[11] es por ello que en este estudio se decidió normalizar este factor y eliminar esta variable, mediante los aditamentos confeccionados para la prueba que garantizaban el contacto entre el fondo de la ranura y el alambre.

Las consecuencias de las alteraciones en las dimensiones de los brackets causadas por los movimientos durante el tratamiento de ortodoncia, pueden ocasionar situaciones como pérdida de control de torque, cambios en la configuración estética, aumento de adhesión microbiana, provocar

fracturas e influir en la cantidad de friccion.[8,34] La deformación plástica o permanente en la forma se produce por una tensión en exceso que supera el límite elástico del material.[9] Los brackets de policarbonato tienden a presentar variaciones, sobre todo en los bordes; Gkantidis et al.[38] en su estudio también encontraron estas variaciones en brackets Silkon atribuyéndola al efecto de la ligadura o al bajo módulo de Young del policarbonato (2,0-2,4 GPa). Feldner et al.[48] dicen que aproximadamente entre el 12% a 15% del momento de torsión se redujo en los brackets de policarbonato por la fluencia del material, y Nishio et al.[40] mencionan que el policarbonato reforzado con relleno no mejoro las características del policarbonato sin relleno, por otro lado McKnight et al.[50] en su estudio de trasmisión de torque encontraron que el bracket Silkon presentaba mayor resistencia a la carga que un bracket metálico con arco 0.019”x 0.025”, lo cual cambiaba si se ejecutaba la torsión con un alambre de 0.021”x 0.025”. Los brackets cerámicos en general son bastante estables y suficientemente resistentes para soportar magnitudes de fuerzas de fricción y torsión, sin embargo como también mencionan Aknin et al.[44] los brackets monocristalinos presentan una mejor performance.

Las variaciones encontradas en el presente estudio estadísticamente son significativas pero imperceptibles al ojo humano, excepto cuando ocurre una fractura del bracket. Es importante interpretar los resultados desde un punto de vista clínico, por ejemplo en nuestra investigación la mayor variación encontrada en las dos pruebas fue de 0.0009”, correspondiente a la altura externa de los brackets Silkon plus después de ser sometidos a 10° de fricción, si añadimos las 0.0009”a 0.022” del tamaño nominal dado por

los fabricantes nos daría una ranura de 0.0229”, dicha medida aún se encuentra dentro de la tolerancia; el problema es que el valor nominal dado por los fabricantes, como es ya ampliamente conocido y corroborado con esta investigación, no es el anunciado en muchos casos, por lo tanto es difícil predecir el impacto de estos cambios en la ejecución del tratamiento, las variaciones pueden dar como resultado una menor capacidad para expresar la información preprogramada del bracket, Uribe[17] menciona que se pierde entre 4° a 6° de torque por cada 0.001” libre, sumado a la reducción de la fuerza descrita por Creekmore[22], es importante que el especialista analice la sobre corrección de torque necesaria en cada caso.

El rendimiento clínico de los brackets también depende de diversos efectos sinérgicos del medio intraoral, como la corrosión de la saliva, corrosión galvánica entre dos materiales,[39] placa bacteriana, masticación, oclusión, etc. Estas características del ambiente oral no pueden ser simuladas en una investigación in vitro, por otro lado en los estudios in vivo no se puede determinar qué movimiento especifico causo mayor resistencia o deformación y muchas veces los factores biológicos-mecánicos incontrolables pueden influir sobre las características de los materiales recuperados de pacientes y producir resultados inestables; es por ello que nuestro estudio se realizó en condiciones estandarizadas.

IX. CONCLUSIONES:

1. Los valores promedio iniciales de la altura de las ranuras fueron menores que la nómina, los brackets Silkon plus presentaron las mayores variaciones.
2. Los valores promedio finales de las dimensiones de las ranuras fueron mayores que los promedios iniciales en su mayoría.
3. Al evaluar las variaciones dimensionales de las ranuras de los brackets sometidos a fricción y torsión, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todos los grupos, excepto en la mayoría de grupos a 0° de todos los tipos de brackets; en el ancho inferior de Virage a 5°para la prueba de fricción; y en el ancho inferior de Radiance a 20° para la prueba de torsión.
4. Se encontraron diferencias en la altura externa de las ranuras de brackets Silkon plus entre todos los ángulos y en brackets Radiance entre 0°-5° y 0°-10° después de la prueba de fricción.
5. Se encontraron diferencias en la altura interna para Silkon plus y Radiance entre 0°-45° y 20°-45°; en la altura externa para todos los tipos de brackets entre 0°-20°, en Silkon plus entre 20°-45° y en Radiance entre 0°-45° después de la prueba de torsión.
6. Se encontraron diferencias en el ancho inferior entre todos los tipos de brackets a 10° después de la prueba de fricción; en la altura interna entre todos los tipos de brackets a 45° y en la altura externa entre Silkon-Radiance a 45° después de la prueba de torsión.

X. RECOMENDACIONES:

Los brackets estéticos han mostrado variaciones a las fuerzas de ortodoncia, tanto de resistencia como de dimensiones, se dispone de poca información acerca de los cambios morfológicos que pueden causar dichas fuerzas en sus estructuras, y los efectos que estos cambios pueden generar en el tratamiento de ortodoncia; es por ello que se recomienda realizar más estudios que simulen y combinen el comportamiento clínico de los materiales con los factores intraorales; por otro lado usar otras combinaciones tanto de brackets como de alambres.

XI. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Gregoret J. et al. El tratamiento ortodóncico con arco recto. Madrid: Ed. NM; 2003. p. 13-53.
2. Bishara S. Ortodoncia. Philadelphia: Ed. The McGraw-Hill companies; 2003. p. 202-51.
3. Ustrell J. et al. Ortodoncia. 2a Ed. Barcelona: Edicions Universitat de Barcelona; 2002. p. 175-7.
4. De Souza V. et al. O aparelho pré-ajustado: sua evolução e suas prescrições. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2006;2(3):104-56.
5. Sebanc J. Variability of effective root torque as a function of edge bevel on orthodontic arch wires. Am J Orthod Dentofac Orthop 1984;86(7):43-51.
6. Creekmore T. et al. Straight wire: The next generation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1993;104:8-20.
7. Epstein M. Benefits and Rationale of diferential bracket slot sizes. The use of 0.018-inch and 0.022-inch slot sizes within a single bracket system. Angle Orthod 2002;72(1):1-2.
8. Regis S. et al. Biodegradation of orthodontic metallic brackets and associated implications for friction. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011;40(4):501-9.
9. Flores D. et al. Deformation of metal brackets: a comparative study. Angle Orthod 1994;64(4):283-90.
10. Proffit W. et al. Ortodoncia contemporánea. 4a ed. Barcelona: Elsevier Mosby; 2008.
11. Nishio C. et al. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004;125:56-64.
12. Liu X. et al. Effects of bracket design on critical contact angle. Angle Orthod 2013;83:877-84.
13. Kusy R., Whitley J. Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and brackets slot via the critical contact angle for binding. Angle Orthod 1999;69(1):71-80.

14. Kang B. et al. Three-dimensional relationship between the critical contact angle and the torque angle. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;123:64-73.
15. Germane N. et al. Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989;96:312-9.
16. Archambault A. et al. Torque expression in Stainless Steel orthodontic brackets. A Systematic Review. Angle Orthod 2010;80:201-10.
17. Uribe G. Ortodoncia teoría y clínica. 2ed: Ed. CIB; 2010.
18. Nanda R. Biomecánica en ortodoncia clínica. Buenos Aires: Ed. Panamericana;1998. p. 4-5.
19. Morina E. et al. Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. Eur J Orthod 2008;30:233-8.
20. Harzer W. et al. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. Eur J Orthop 2004;26(4):435-41.
21. Romanyk D. et al. The effect of buccal-lingual slot dimensión size on third-order torque response. European Journal of Orthodontics 2017;39(2):209-14.
22. Creekmore T. On torque. J Clin Orthod 1979;13(5):305-10.
23. Echarri P. Ortodoncia lingual. VII parte. Terminación de caso. Ortodoncia Clinica 2000;3(4):206-12.
24. Gioka C. et al. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. Am J Orthop Dentofac Orthop 2004;125:323-8.
25. Andrews L. The six keys to normal occlusion. Am J Orthod 1972;62(3):296-309.
26. Capelozza L. et al. Bracket/wire play: what to expect from tipping prescription on pre-adjusted appliances. Dental Press J Orthod 2012;17(4):85-95.
27. Kusy R. “Two” much of a good thing? Then let’s pick one slot size and make it metric. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;121:337-8.
28. Rubin RM. A plea for agreement. Angle orthod 2001;71(3):156.

29. Plaza S. et al. Variación de torque y angulación de brackets de prescripción MBT de cuatro casas comerciales. Rev. CES Odont 2010;23(2):9-16.
30. Meling T. et al. On bracket slot height: A methodologic study. Am J Orthod Dentofac Orthop 1998;113:387-93.
31. Major T. et al. Orthodontic bracket manufacturing tolerances and dimensional differences between select self-ligating brackets. Journal of Dental Biomechanics 2010;781321(1):1-6.
32. Lombardo L. et al. Comparative analysis of real and ideal wire-slot play in square and rectangular archwires. Angle Orthod 2015;85:848-58.
33. Brown P. et al. Orthodontic bracket slot dimensions as measured from entire bracket series. Angle Orthod 2015;85(4):678-82.
34. Cash A. et al. An evaluation of slot size in orthodontic brackets – Are standards as expected?. Angle Orthod 2004;74:450-3.
35. Siatkowski R. Loss of anterior torque control due to variations in bracket slot and archwire dimensions. JCO 1999;33(5):508-11.
36. Creekmore T. How important a factor in torque is bracket position on the tooth?. J Clinic Orthod 1979;5:305-10.
37. Brantley W. et al. Orthodontic Materials:Scientific and clinical aspects. Ed Thieme. New York:2001.
38. Gkantidis N. et al. Comparative assessment of clinical performance of esthetic bracket materials. Angle Orthod 2012;82:691-7.
39. Sung-Hwan C. et al. Surface roughness of three types of modern plastic bracket slot floors and frictional resistance. Angle Orthod 2014;84:177-83.
40. Nishio C. et al. Evaluation of esthetic brackets' resistance to torsional forces from the archwire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;135:42-8.
41. Rocha C. et al. Bráquetes Estéticos: Características e Comportamento Clínico. Rev. Clin. Ortodon. Dental Press 2007;6(1):94-102.
42. Alrejaye N. Torsional strength of computer-aided design/computer-aided manufacturing-fabricated esthetic orthodontic brackets. Angle Orthod 2017;87:125-30.

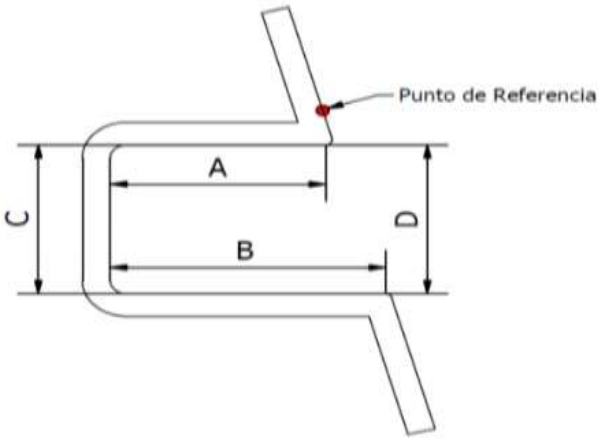
43. Arici N. et al. Comparison of the frictional characteristics of aesthetic orthodontic brackets measured using a modified in vitro technique. Korean J Orthod 2015;45(1):29-37.
44. Aknin P. et al. Fracture strength of ceramic brackets during arch wire torsión. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996;109(1):22-7.
45. Schmidt G. et al. Assessmen of the dimensions and Surface characteristics of orthodontic wires and brackets slot. Dental Press J. Orthod 2013;18(2):9-75.
46. Dobrin R. et al. Load-deformation characteristics of polycarbonate orthodontic brackets. Am J Orthod 1975;67(1):24-33.
47. Flores D. et al. The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. The Angle Orthodontist 1990;60(4):269-76.
48. Feldner J. et al. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994;106(3):265-72.
49. Lindauer S. et al. Ceramic bracket fracture resistance to second order arch wire activations. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994;106(5):481-6.
50. McKnight M. et al. A study to compare the effects of simulated torquing forces on pre-adjusted orthodontic brackets. British Journal of Orthodontics 1994;21(4):359-65.
51. Kapur R. et al. Comparison of load transmission and bracket deformation between titanium and stainless steel brackets. Am J Orthop Dentofac Orthop 1999;116:275-8.
52. Fischer-Brandies H. et al. Torque transmission between square wire and bracket as a function of measurement, form and hardness parameters. J Orofac Orthop 2000;61(4):258-65.
53. Pacheco S. et al. Comparación in vitro de las variaciones dimensionales de altura de ranuras y ancho de brackets ortodonticos después de la incorporación de alambres a 15° y 60° de torsión [Tesis para optar el grado de Magister en Estomatología con mención en Ortodoncia]. Lima: Universidad Peruana Cayetano Heredia. 2009.
54. Lee Y. et al. Dimensional accuracy o ceramic self-ligating brackets and estimates of theorical torsional play. Angle Orthod 2016;88:804-9.

55. Articolo L. Kusy R. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999;115:39-51.
56. Gmyrek H. et al. Torque capacity of metal and polycaronate brackets with and without a metal slot. Eur J Orthod 2004;26:435-41.

XI. ANEXOS:

ANEXO N°1

GRÁFICO DE LAS MEDIDAS TOMADAS EN EL ESTUDIO

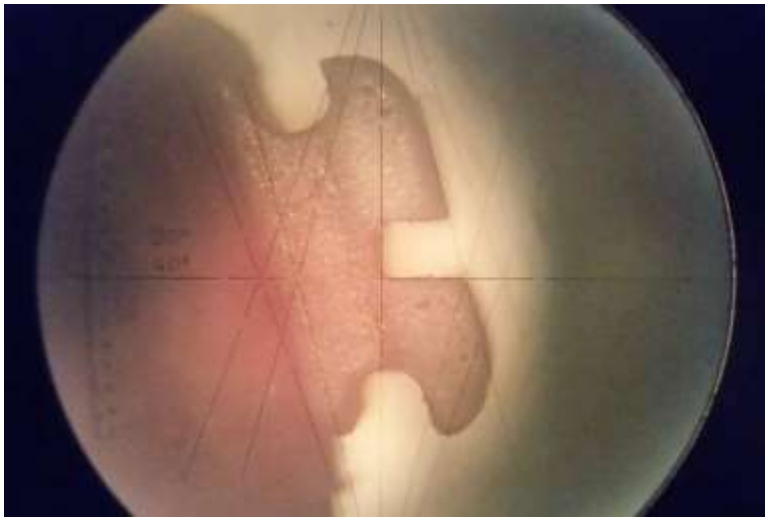


ANEXO N°2

MICROSCOPIO DE MEDICIÓN CARL ZEISS

ANEXO N°3

PERFIL DE BRACKET VISTO DESDE EL MICROSCOPIO, CON LINEAS DE REFERENCIA



ANEXO N°4

MÁQUINA DE ENSAYO UNIVERSAL LG MODELO CMT-5L

ANEXO N°5

ADITAMENTO CONFECCIONADO PARA LA PRUEBA DE FRICCIÓN

ANEXO N°6

APARATO FABRICADO PARA LA PRUEBA DE TORSIÓN

ANEXO N°7

FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

N° de bracket	Tipo de bracket			Grupo experimental			Medidas iniciales				Medidas finales			
	A	B	C	0°	5°	10°	A	B	C	D	A	B	C	D
1														
2														
3														
4														
5														
6														
7														
8														
9														
10														

Marca comercial:

A: Silkon plus

B: Virage

C: Radiance

Medidas:

A: Ancho superior

B: Ancho inferior

C: Altura interna

D: Altura externa

Observaciones:…….

ANEXO N°9

OPERACIONALIZACION DE VARIABLES

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Indicadores	Dimensiones	Tipo	Escala de medición	Valores
Estabilidad dimensional de la ranura	Es la alteración en las dimensiones de ancho y altura de la ranura de los brackets.	Cantidad de variación de dimensión de la ranura de los brackets después de haber sido sometidos a fuerzas friccionales y de torsión medidas en un microscopio.	Variación del ancho y altura de la ranura	Altura de ranura Ancho de ranura	Cuantitativa	De razón	Altura interna (mm) Altura externa (mm) Ancho superior (mm) Ancho inferior (mm)
Fuerzas de fricción	Fuerza que resiste el movimiento relativo de dos objetos en contacto.	Fuerza producida por el deslizamiento del alambre a través de la ranura del bracket con diferentes angulaciones.	Grados de angulación del alambre respecto a la ranura del bracket, graduado en la máquina de ensayos con ayuda de un nonio de ángulo.	Cantidad de grados de angulación del alambre respecto a la ranura.	Cualitativa	Ordinal	0° 5° 10°
Fuerzas de torsión	Fuerza o momento generado por la torsión de un alambre rectangular dentro de la ranura de un bracket.	Fuerza producida por la torsión del alambre rectangular en torno a su eje incluido en el interior de las ranuras de brackets.	Grados de torsión del alambre dentro de la ranura, graduado mediante un goniómetro y un pin indicador que dispone la máquina de torsión.	Cantidad de grados de torsión del alambre dentro de la ranura.	Cualitativa	Ordinal	0° 20° 45°
Covariable Tipo de brackets	Característica de los brackets de acuerdo a su material de fabricación	Brackets de la misma casa comercial pero de diferente material y características.	Material de composición de los brackets	-Policarbonato SILKON PLUS -Cerámico con ranura metálica VIRAGE -Cerámico Monocristalino RADIANCE	Cualitativa	Nominal	