



**BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
DIVISIÓN DE POSGRADO**

**“CARACTERIZACIÓN DE LOS COEFICIENTES DE FRICCIÓN POR
DESLIZAMIENTO LONGITUDINAL EN EL CONTACTO ENTRE
ARCOS TERMOACTIVOS CU NITI-BRACKETS DE AUTOLIGADO
DAMON Q”**

**TESIS
QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS ESTOMATOLÓGICAS CON OPCIÓN
TERMINAL EN ORTODONCIA**

**PRESENTA:
MANUEL ALEJANDRO RUELAS ORONIA
ID: 215450009**

**DIRECTOR DE TESIS:
DR. MARCO ANTONIO CRUZ GOMEZ
ID: 100301922**

**ASESOR DISCIPLINARIO:
M.O. FARID ALFONSO DIPP VELÁZQUEZ
ID: 100408155**

PUEBLA, PUEBLA. A ENERO DE 2017



Oficio No. FESIEP-091/2016/CIFE

ASUNTO: Constancia de Registro
A QUIEN CORRESPONDA.
PRESENTE

La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado con base a lo estipulado por el Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, por este medio hace CONSTAR que:

El Proyecto de investigación (colectivo) titulado "Caracterización de los coeficientes de fricción por deslizamiento entre arcos termoactivos Cu NiTi - brackets de autoligado (Damon Q)" presentado por el Alumno de la Maestría en Estomatología con opción terminal en Ortodoncia Manuel Alejandro Ruelas Oronia con número de matrícula 215450009, siendo Director y responsable del proyecto Dr. I.M. Marco Antonio Cruz Gómez, de la Facultad de Ingeniería, ID 100301922, fungiendo como asesor de Proyecto M.O. Farid Alfonso Dipp Velázquez ID 100408155, ha sido registrado en esta Secretaría en el libro de registros 01 en la hoja 05 con No. de registro 2016027 de fecha 18-11-2016.

Se extiende la presente constancia, en la Heroica Puebla de Zaragoza a los dieciocho días del mes de noviembre del año dos mil dieciséis.

ATENTAMENTE
"PENSAR BIEN, PARA VIVIR MEJOR"

M.C. ALEJANDRO DIB KANAN
Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado



c.c.p. archivo
c.c.p. minutario





BUAP

Oficio No. FESIEP/023/2017

C.D. MANUEL ALEJANDRO RUELAS ORONIA
MAT. 215450009
ALUMNO DE LA MAESTRIA EN ESTOMATOLOGÍA CON
OPCIÓN TERMINAL EN ORTODONCIA
DE LA FE-B.U.A.P.
P R E S E N T E.

El que suscribe, MTRO. ALEJANDRO DIB KANÁN, Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la F.E.B.U.A.P., por este medio me permito informar que esta Secretaría aprueba la impresión de la Tesis titulado **“CARACTERIZACIÓN DE LOS COEFICIENTES DE FRICCIÓN POR DESLIZAMIENTO LONGITUDINAL EN EL CONTACTO ENTRE ARCOS TERMOACTIVOS CU NITI-BRACKETS DE AUTOLIGADO DAMON-Q”**, misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener de grado de Maestro en Estomatología con opción terminal en Ortodoncia.

Sin más por el momento, deseándole lo mejor, le reitero mi distinguida consideración.

A T E N T A M E N T E
“PENSAR BIEN PARA VIVIR MEJOR”
H. PUEBLA DE Z., A 23 DE ENERO DE 2017.

M. en C. ALEJANDRO DIB KANÁN



Nota: Este documento tiene validez de 90 días posteriores a la fecha.

C.e.p. Archivo
C.e.p. Minutario
MCADK*rrq

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL

I.D. PROYECTO VIEP: 00397

2016027

DATOS DEL SOLICITANTE:

No. DE REGISTRO

Utilizar los renglones siguientes para señalar datos que se indican en relación con el solicitante: a) Nombre completo, b) Condición escolar, c) Domicilio actual, d) Teléfono, e) Fecha de ingreso a la Facultad de Estomatología y f) Firma:

PASANTE: MANUEL ALEJANDRO RUELAS ORONIA

Domicilio: CALLE VERACRUZ 60 BIS NTE. C.P. 82400. ESCUINAPA, SINALOA.

Fecha de ingreso: 18 DE NOVIEMBRE DE 2016

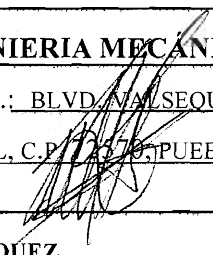
Título de la Tesis:

PROTOCOLO: "CARACTERIZACIÓN DE LOS COEFICIENTES DE FRICCIÓN POR DESLIZAMIENTO LONGITUDINAL EN EL CONTACTO ENTRE ARCOS TERMOACTIVOS CU NITI-BRACKETS DE AUTOLIGADO DAMON Q"

DIRECTOR DE TESIS: DR. MARCO ANTONIO CRUZ GÓMEZ

GRADO ACADÉMICO: DOCTORADO ESPECIALIDAD: INGENIERIA MECANICA

LUGAR DE TRABAJO: FAC. ING. BUAP TEL.: 222 383 6674 DOM.: BLVD. MAL SEQUILLO, ESQUINA CON AVENIDA SAN CLAUDIO, CIUDAD UNIVERSITARIA, COL. SAN MANUEL, C.P. 72100, PUEBLA, MÉXICO

FECHA DE ACEPTACIÓN: 30 DE ABRIL DE 2016 FIRMA 

OPTATIVO: ASESOR DE LA TESIS: M.O. FARID ALFONSO DIPP VELAZQUEZ

GRADO ACADÉMICO: MAESTRÍA ORTODONCIA

LUGAR DE TRABAJO: FEBUAP TEL.: 222 161 4778 DOM.: 31 PTE. NUM. 1304, COLONIA VOLCANES, C.P. 72410, PUEBLA, MÉXICO. FIRMA _____

Es responsabilidad del Director de la Tesis guiar al estudiante en la aplicación de la metodología científica de la investigación en relación al problema-objeto que se estudia. Aceptar las enmiendas consideradas necesarias por el Lector designado por la Academia. El Protocolo deberá autorizarlo el Presidente de Academia (Anexo 1).

DR. MARCO ANTONIO CRUZ GÓMEZ, M. O. FARID ALFONSO DIPP VELÁZQUEZ

REVISIÓN DE LA TESIS:

Al terminar la elaboración de la Tesis, el interesado deberá presentarla elaborada en computadora, a espacio y medio, firmada por el director de la tesis y, en su caso, el asesor.

NOMBRE Y FIRMA :

DR. MARCO ANTONIO CRUZ GÓMEZ

M.O. FARID ALFONSO DIPP VELÁZQUEZ 

NOMBRE Y FIRMA DEL LECTOR:

M.O. LAURA MONICA LÓPEZ PEREZ-FRANCO 

NOMBRE Y FIRMA DEL PRESIDENTE DE LA ACADEMIA:

M.O. FARID ALFONSO DIPP VELÁZQUEZ 

Al final de estos trámites la Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado, autorizará la impresión de la Tesis.

FIRMA 

FECHA

23 Enero - 2017

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA DE CESIÓN DE DERECHOS

En la ciudad de Puebla, el día 30 de Enero de 2017. El que suscribe M. E. O. Manuel Alejandro Ruelas Oronia, alumno del Posgrado de la Maestría en Ciencias Estomatológicas en Ortodoncia, con matrícula 215450009; manifiesto ser autor intelectual y material del presente trabajo de Tesis, bajo dirección del Dr. I. M. Marco Antonio Cruz Gómez. y M. O. Farid Alfonso Dipp Velázquez.

Por medio de esta carta cedo los derechos no exclusivos del trabajo titulado: “CARACTERIZACIÓN DE LOS COEFICIENTES DE FRICCIÓN POR DESLIZAMIENTO LONGITUDINAL EN EL CONTACTO ENTRE ARCOS TERMOACTIVOS CU NITI-BRACKETS DE AUTOLIGADO DAMON Q”, a la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla para su difusión con fines académicos y de investigación.

Los usuarios que utilicen la información de esta investigación están obligados a no reproducir el contenido completo o parte de él, sin la autorización previa del autor. Ésta puede ser obtenida escribiendo a la dirección electrónica **alejandrooronia@gmail.com**. Si el permiso es otorgado, el usuario deberá dar el reconocimiento y agradecimiento correspondiente y citar como fuente la misma.

Manuel Alejandro Ruelas Oronia

Glosario	x
Abreviaturas	xi
Agradecimientos:.....	xii
Resumen	xiii
Abstract.....	xiv
Introducción.....	xv
1.1 Planteamiento del problema	2
1.2 Pregunta científica.....	2
1.3 Justificación.....	3
1.4 Objetivos	4
1.4.1 Objetivo general	4
1.4.2 Objetivos particulares.....	4
1.5 Hipótesis.....	4
CAPÍTULO II	6
Antecedentes generales.....	6
2.1 Microabrasión y desgaste	6
2.2 Fricción	6
2.3 Coeficiente de fricción.....	7
2.4 Fricción por deslizamiento.....	7
2.5 Primeros aparatos en Ortodoncia.....	8
2.6 Desarrollo de los brackets.....	9
2.7 Arco de canto.....	10
2.8 Brackets preangulados o preajustados.....	11
2.9 Filosofía Roth	13
2.10 Sistema MBT	14
2.11 Tip-Edge.....	16
2.12 Bracket de Autoligado	17
2.13 Sistema Damon	18
2.13.1 Movimiento dentario en ortodoncia.....	19
2.13.2 Optimización del tratamiento de ortodoncia.....	20
2.14 Arcos de alambre en Ortodoncia.....	20
2.14.1 Arcos de Oro	21
2.14.2 Arcos de Acero.....	21
2.14.3 Alambre de Acero Australiano	22
2.14.4 Alambres Elgiloy.....	22
2.14.5 Arcos de Níquel-Titanio (NiTi).....	23
2.15.6 Arcos Copper-NiTi (Cu NiTi)	24
CAPÍTULO III.....	27
3.1 Antecedentes Específicos.....	27
CAPÍTULO IV.....	30
Material y Métodos	30
4.1 Diseño del estudio.....	30
4.1.1 <i>In vitro</i>	30
4.2 Ubicación espacio-temporal	30
4.3 Población de estudio.....	30
4.4 Tamaño de la muestra.....	30

4.5 Criterios de selección.....	30
4.5.1 Inclusión	30
4.5.2 Exclusión	30
4.6 Definición de variables y escalas de medición.....	31
4.7 Recursos	31
4.7.1 Humanos.....	31
4.7.2 Materiales.....	31
4.8 Procedimiento	31
4.8.1 Obtención de muestras	31
4.8.2 Metodología de medición	32
5.1 Resultados	35
En la Gráfica 1 se realizaron 5 pruebas en condición seca, con el modelo simulando apiñamiento, montado en la máquina de pruebas universales Instron 4465 con una fuerza de cruceta de 150 g, una distancia de recorrido de 0.5 mm/min y una duración de 6 minutos por prueba con un recorrido del arco Cu NiTi Damon 0.014 de 3mm, en las cuales se obtuvo como resultado un pico máximo de 15.570 N/mm y una mínima de 11.670 N/mm, dando como resultado, una media de 14.088 N/mm y una mediana de 14.890 N/mm, la desviación estándar fue de 1.563 N/mm y el coeficiente de variación obtenido fue 11.097 N/mm. La tercer prueba no es representativa debido a un error en la medición.	35
En la Gráfica 3 se realizaron 5 pruebas en condición seca, con el modelo simulando una arcada alineada, sin apiñamiento, montado en la máquina de pruebas universales Instron 4465 con una fuerza de cruceta de 150 g, una distancia de recorrido de 0.5 mm/min y una duración de 6 minutos por prueba con un recorrido del arco Cu NiTi Damon 0.014 x 0.025 de 3 mm, en las cuales se obtuvo como resultado un pico máximo de 8.850 N/mm y una mínima de 7.110 N/mm, dando como resultado, una media de 8.048 N/mm y una mediana de 8.180 N/mm, la desviación estándar fue de 0.649 N/mm y el coeficiente de variación obtenido fue de 8.068 N/mm. La segunda prueba no es representativa debido a que ocurrió un error en la medición.	37
5.2 Análisis de Resultados.....	53
5.3 Discusión.....	53
5.4 Conclusiones.....	54
Referencias	55

Índice de Figuras

Figura 1. Arco de expansión de Pierre Fauchard.	8
Figura 2 aparato de pin y tubo. a) vista frontal y b) vista lateral. Por Edward H. Angle 1911.	9
Figura 3. Arco en Cinta.	9
Figura 4. Evolución cronológica del bracket Edgewise de Angle, entre los años 1915 y 1932.	10
Figura 5. Bracket Edgewise número 447 de Angle (Bracket de arco de canto), 1925.	10
Figura 6. Bracket de Arco de Canto de Steiner en su forma básica.	11
Figura 7. Bracket gemelo de Andrews.	11
Figura 8a y 8b. Indican los dobleces que se hacían para paralelizar las raíces y evitar inclinaciones dentarias y su evolución al cambio de posición en angulación del bracket para evitar los dobleces.	12
Figura 9a. Dobleces de primer orden. Figura 9b. Dobleces o inclinaciones de segundo orden.....	12
Figura 10. Modificaciones de Tip introducidas por Roth a las encontradas por Andrews.	13
Figura 11. Modificaciones de Torque introducidas por Roth a las encontradas por Andrews.....	14
Figura 12a. Cambios en la angulación de los brackets superiores e inferiores.	15
Figura 13. Incremento en el Torque los los incisivos superiores e inferiores.	15
Figura 14. Manejo de tres opciones de Torques en caninos superiores e inferiores....	16
Figura 15. Cambios e incrementos en Torques de premolares y molares superiores e inferiores.	16
Figura 16. Versatilidad en el tamaño y angulación en la ranura del bracket Tip-Edge.	17
Figura 17. Distintos tipos de brackets de autoligado activo y pasivo.	17
Figura 18. Bracket Damon Q con puerta cerrada y abierta y bordes de aletas redondeadas.	18
Figura 19.- Diferentes formas de los arcos de acero inoxidable.	21
Figura 20. Alambre Australiano de Ortodoncia.	22
Figura 21. Arco Elgiloy con tratamiento de templado azul.	22
Figura 22. Arcos NiTi superflexibles utilizados en las primeras etapas de tratamiento.	23
Figura 23. Arco Cu NiTi 0.014 pulgadas en etapa de alineación con una deflexión de 90 grados entre los órganos dentarios 11 y 21.....	25
Figura 24. Arco Cu NiTi 0.014 pulgadas, 7 días después de su colocación con una notoria reducción en su deflexión inicial entre los órganos dentarios 11 y 21.....	25
Figura 25. Arco Cu NiTi 0.014 pulgadas, 30 días después de su colocación inicial con una deflexión nula entre los órganos dentarios 11 y 21.....	25
Figura 26. Toma frontal del bracket del órgano dentario 11	41
Figura 27. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared disto- vestibular del bracket 11 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.	41
Figura 28. Toma frontal del bracket del órgano dentario 12.	42
Figura 29. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared disto- vestibular del bracket 12 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.	42

Figura 30. Toma frontal del bracket del órgano dentario 21.	43
Figura 31. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x900 en la pared disto- incisal del bracket 21 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.....	43
Figura 32. Toma frontal del bracket del órgano dentario 22.	44
Figura 33. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared mesio- incisal del bracket 22 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.....	44
Figura 34. Toma frontal del bracket del órgano dentario 13.	45
Figura 35. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared distal del bracket 13 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.	45
Figura 36. Toma frontal del bracket del órgano dentario 23.	46
Figura 37. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x800 en la pared mesio- gingival del bracket 23 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.....	46
Figura 38. Toma frontal del bracket del órgano dentario 14.	47
Figura 39. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared disto- gingival del bracket 14 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.....	47
Figura 40. Toma frontal del bracket del órgano dentario 14.	48
Figura 41. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x150 en la pared disto- gingival del bracket 24 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.....	48
Figura 42. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada en la pared distal del bracket 11 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas. Huella de desgaste por deslizamiento con remoción del material.	49
Figura 43. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x1.100 en la pared del borde incisivo-distal del bracket 12 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas.	49
Figura 44. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared del borde mesio-gingival del bracket 13 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas.	50
Figura 45. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x330 en la pared del borde distal del bracket 14 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas.	50
Figura 46. Huella de desgasten por deslizamiento encontrada a x400 en la pared del borde distal del bracket 21 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas. Huella de desgaste por deslizamiento	51
Figura 47. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x100 en la pared del borde distal del bracket 22 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas.	51
Figura 48. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared del borde disto-gingival del bracket 23 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas.	52
Figura 49. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x500 en la pared del borde distal del bracket 24 a x500 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas.	52

Glosario

Símbolos matemáticos	Descripción	Unidades
N	Fuerza normal	Newton
Mm	Milímetro	Mm
$^{\circ}$	Grados centígrados	$^{\circ}$
ml	Mililitros	ml
s	Tiempo	Segundos

Abreviaturas

Símbolos	Designación
<i>NiTi</i>	Níquel, Titanio
<i>Cu NiTi</i>	Cobre, Níquel, Titanio
NiTiNOL	Níquel, Titanio, <i>Naval Ordnance Laboratory</i>
SS	<i>(Stainless Steel)</i> Acero Inoxidable
SEM	<i>(Scan Electron Microscopy)</i> Microscopio Electrónico de Barrido

Agradecimientos:

- Quiero agradecer primero a Dios por permitirme llegar a la conclusión de esta meta, darme salud y fuerzas para ir paso a paso y por dejarme terminar mi trabajo de tesis satisfactoriamente.
- Mi trabajo de tesis lo dedico a mi madre y mi hermano por estar siempre apoyando este sueño con todos los sacrificios que esto conlleva, espero llenarlos de satisfacción y orgullo; así mismo, agradezco a mi familia que siempre me muestra su apoyo incondicional en cada meta que me he propuesto.
- Agradezco a mi pareja y compañera por mantenerse como pilar importante en todo este trayecto y seguir allí a pesar de todas las dificultades que al estar lejos se nos han presentado, gracias por la comprensión y el amor que siempre me brindas.
- A mi asesor, el Dr. Marco Antonio Cruz Gómez por presionarme y creer en mí para lograr este producto con base en el trabajo y esfuerzo, y por compartirme sus conocimientos y amistad.
- A mis dos coordinadores, el M. O. José María Vierna Quijano+ por seleccionarme y darme oportunidad de cursar esta maestría brindándome su apoyo. También al M. O. Farid Dipp Velázquez por orientarme en mi tesis y por gestionar los recursos que se me otorgaron por parte de la Secretaría de Investigación y Posgrado de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla. A ambos coordinadores, gracias por su apoyo incondicional y sobre todo por su amistad.
- También agradezco a quienes ayudaron con la lectura de mi tesis, me apoyaron en todo para que este producto fuera terminado de la mejor manera.
- Además a todas aquellas personas que estuvieron al pendiente de mí y que me auxiliaron de una u otra forma para ver concluido este trabajo que me llena de satisfacción.

Gracias.

Resumen

La ortodoncia ha venido experimentando cambios importantes con la finalidad de disminuir la ineficacia del tratamiento y así brindar resultados satisfactorios.

A lo largo de la historia de la ortodoncia, se han usado arcos trenzados, arcos de acero y con la ayuda de la ingeniería se han elaborado y desarrollado nuevas tecnologías como arcos superflexibles (nitinol) para ser utilizados en las distintas etapas de tratamiento.

Este trabajo tiene como objetivo obtener los coeficientes de fricción y las tasas de desgaste por deslizamiento longitudinal en el contacto entre arcos termoactivos Cu NiTi–ranura de los brackets de autoligado (Damon Q), con aparatología ortodóncica *in vitro* para mejorar los diagnósticos y tratamientos en clínica.

Las pruebas fueron realizadas *in vitro*, simulando distintos apiñamientos y angulaciones, en condición seca y húmeda (saliva artificial), con arcos termoactivos Cu NiTi Damon 0.014 y 0.014 x 0.025 pulgadas, los cuales se utilizan en las primeras dos etapas del tratamiento de ortodoncia del sistema Damon.

La mayor tasa de desgaste se encontró en el arco termo activo de 35 °C en calibre 0.014 pulgadas con apiñamiento severo en condición húmeda y una distancia interbracket de 10 mm en comparación con los arcos rectangulares que se analizaron en arcadas dentarias alineadas y niveladas, sin apiñamiento.

Se determinó que en todas las combinaciones existe fricción entre arco y bracket, sin embargo, las comparaciones entre arcadas alineadas y con apiñamiento fueron las que tuvieron diferencias estadísticamente significativas.

Palabras clave: Tasas de desgaste, Coeficientes de fricción, Arcos termoactivos Cu NiTi, Brackets de autoligado (Damon Q).

Abstract

Orthodontics has undergone major changes in order to reduce the ineffectiveness of the treatment and thus provide satisfactory results.

Throughout the history of orthodontics, have been used braided and stainless steel archwires; with the help of engineering, new technologies such as superflexible archwires (nitinol) have been developed to be used in the different stages of treatment.

This work aims to obtain the friction coefficients and wear rates by longitudinal sliding in the contact between thermoactive Cu NiTi archwires-slot the self-ligating brackets (Damon Q), with *in vitro* orthodontic appliances to improve clinic diagnoses and treatments.

The tests were carried out *in vitro*, simulating different crowding and angulations, in dry and wet conditions (artificial saliva) with Cu NiTi Damon 0.014 and 0.014 x 0.025 inch thermoactive archwires, which are used in the first two stages of Damon system orthodontic treatment.

The highest wear rate was found in the thermoactive archwire of 35 °C in 0.014 inch with severe crowding in wet condition and an interbracket distance of 10 mm compared to rectangular arches that were analyzed in aligned and leveled dental arches without crowding.

It was determined in all combinations there is friction between bow and bracket, however, the comparisons between aligned and crowded arch were those that had statistically significant differences.

Key words: Wear rates, Friction coefficients, Cu NiTi thermoactive archwires, Self - ligating brackets (Damon Q).

Introducción

Desde los primeros tratamientos de ortodoncia hasta la actualidad, siempre se ha buscado mejorar gradualmente la eficacia y eficiencia en el proceso biológico del tratamiento, así como en el mejor finalizado estético y hoy en día, también se trata de hacerlo en un menor tiempo.

La ingeniería ha buscado el desarrollo y elaboración de nueva tecnología como arcos superflexibles para ser utilizados en la mayoría de los casos en las etapas iniciales del tratamiento. También se han manufacturado distintos tipos de brackets, que han ido evolucionando para disminuir la fricción que se genera entre éstos y los arcos. Actualmente contamos con brackets de ligado convencional, de autoligado activo y pasivo, siendo los de autoligado pasivo, los que menor fricción generan según estudios realizados en distintos países como: USA, Italia e India, entre otros, tal como se describe en el artículo *“Comparative evaluation of anchorage loss between self-ligating appliance and Conventional pre-adjusted edgewise appliance using sliding mechanics—A retrospective study”*. Además, autores como N. Harradine, R. Kusy, entre otros; tienen diversos estudios enfocados en brackets de autoligado pasivo, en donde se detallan algunas de las ventajas que ofrecen como el tamaño de ranura, el hecho de no presionar el arco a la pared de la ranura con aditamentos ortodóncicos, quedando libre para deslizarse.

El objetivo de esta investigación fue caracterizar los coeficientes de fricción por deslizamiento longitudinal de arcos termoactivos Cu NiTi (35°C) y ranuras de los brackets de autoligado (Damon Q) utilizados en las etapas iniciales de tratamiento.

La etapa de experimentación se lleva a cabo con una máquina de pruebas universal Instron modelo 4465 para reproducir las condiciones de prueba semejantes a la de la cavidad oral. Las variables controladas en las pruebas en condición seca y contaminada con saliva artificial fueron: distancia interbracket, velocidad, fuerza de aplicación y tiempo.

Además se examinan la correlación de los coeficientes de fricción y la tasa de desgaste en las huellas de contactos de los arcos termoactivos Cu NiTi y ranuras de los brackets evaluándose con técnica de microscopía electrónica de barrido SEM con la finalidad de mejorar los diagnósticos y tratamientos ortodóncicos.

Es importante conocer si existen tasas significativas de desgaste en la ranura del bracket y en el arco para tener una mejor toma de decisiones y así, una eficacia mayor en la etapa de finalización del tratamiento ortodóncico; de tal modo que se genere una inquietud para seguir mejorando los materiales y la

aparatoología ortodónica para mejorar resistencias al desgaste y a la microabrasión.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

CAPÍTULO I

1.1 Planteamiento del problema

Para el clínico es de gran importancia conocer las tasas de desgaste en las diferentes superficies de la aparatología ortodóncica (con arcos termoactivos Cu – NiTi); debido a que la identificación de la tasa de desgaste podría proporcionar mejores enfoques para evaluar los procedimientos de tratamiento. Al desarrollar una práctica ortodóncica menos empírica, orientada a una adecuada elección y diseño de la aparatología empleada en ortodoncia, evaluando su deterioro para mejorar la etapa final del tratamiento. De esta manera se obtendría una respuesta biológica estable y la satisfacción de los pacientes en el resultado estético.

En el proyecto de caracterización de los coeficientes de fricción por deslizamiento longitudinal y el contacto entre arcos termoactivos Cu NiTi-brackets de autoligado (Damon Q) bajo tratamiento ortodóncico, se realizaron pruebas de deslizamiento longitudinal en condiciones seca y húmeda con una maquina de pruebas universales Instron, con la finalidad de identificar los coeficientes de fricción en el contacto del deslizamiento entre los arcos termoactivos Cu NiTi-brackets de autoligado pasivo (Damon Q), y las zonas de desgaste en la aparatología ortodóncica por medio de técnicas de microscopía electrónica de barrido que permitan cuantificar las tasas de desgaste durante y al final del tratamiento.

Los contactos 100 % de deslizamiento longitudinales entre los materiales fueron probados en una máquina de pruebas universal Instron 4465 para encontrar las fuerzas de tracción a una velocidad de cruceta de 150 g con una distancia de recorrido de 0.5 mm/min.

Las variables involucradas en los coeficientes de fricción de los contactos de la aparatología ortodóncica son: condición seca y húmeda, grado de apiñamiento, fuerza, velocidad de deslizamiento y distancia interbracket.

Finalmente, los resultados las tasas de desgaste por deslizamiento en los tratamientos ortodóncicos fueron analizados clínicamente, generando propuestas de mejora de diagnóstico y tratamiento.

1.2 Pregunta científica.

¿Existen coeficientes de fricción y tasas de desgaste en el contacto entre arcos

termoactivos Cu NiTi-brackets de autoligado pasivo Damon Q durante el tratamiento ortodóncico, bajo variables similares a las expuestas en cavidad bucal?

1.3 Justificación

El conocimiento sobre la tasa de desgaste en las diferentes superficies de la aparatología ortodóncica (con arcos termoactivos Cu NiTi) puede proporcionar mejores enfoques para evaluar los procedimientos de tratamiento y así desarrollar una práctica ortodóncica orientada a una adecuada elección y diseño de la aparatología empleada en ortodoncia, evaluando su deterioro para mejorar la etapa final del tratamiento. De esta manera se obtendrá una respuesta biológica estable. Además se trata de enfocar la investigación a desarrollo de nuevas tecnologías y materiales que cumplan con un mejor desempeño en los tratamientos ortodóncicos.

La caracterización de los coeficientes de fricción en arcos termoactivos Cu NiTi-brackets de autoligado (Damon Q) es de gran aportación para el clínico, para conocer las zonas de desgaste en los diferentes puntos críticos de la aparatología ortodóncica (con arcos termoactivos Cu NiTi), ya que permite determinar la mejora en las diferentes etapas del tratamiento (alineación-nivelación, cierre de espacios, torque y finalización).

Durante el tratamiento con aparatología ortodóncica los arcos termoactivos generan deslizamiento de manera longitudinal y rotacional provocando coeficientes de fricción en función del desgaste en la ranura de los brackets y los arcos. Este fenómeno causa que al término del tratamiento ortodóncico los resultados no sean totalmente favorables en el perfeccionamiento de la funcionalidad y la estética, debido a que el diámetro de la ranura de los brackets aumenta de forma irregular, ocasionando mayor libertad de movimiento de los arcos por la holgura, evitando la alineación ideal del órgano dentario.

El conocimiento de los mecanismos de desgaste en la aparatología ortodóncica al hacer uso de arcos Cu NiTi, podrá brindar la confianza al clínico de que los arcos proporcionan fuerzas continuas en rangos prolongados de activación en función del desgaste sobre las superficies de la aparatología ortodóncica al exponerse a deslizamiento; de esta manera se obtendrá una mejor alineación del órgano dentario y la satisfacción de los pacientes, además de la respuesta biológica del tratamiento de ortodoncia.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

- Obtener los coeficientes de fricción por deslizamiento longitudinal en el contacto entre arcos termoactivos Cu NiTi-brackets de autoligado (Damon Q) con aparatología ortodóncica *in vitro*.

1.4.2 Objetivos particulares

- Determinar los coeficientes de fricción en el contacto entre arcos termoactivos Cu NiTi-brackets Damon Q en condiciones seca y húmeda *in vitro*.
- Caracterizar las zonas de desgaste de la aparatología ortodóncica y los arcos en el deslizamiento longitudinal.
- Analizar el desgaste por pérdida de volumen con técnica de microscopía electrónica de barrido (SEM) de la ranura del bracket.
- Determinar la influencia de la saliva artificial en el desgaste del contacto arco y la ranura del bracket.

1.5 Hipótesis

Existe mayor resistencia al deslizamiento longitudinal en el contacto entre arcos termoactivos Cu NiTi y ranura del bracket (Damon Q) cuando hay mayor apiñamiento dentario y en condición seca.

CAPÍTULO II

ANTECEDENTES GENERALES

CAPÍTULO II

Antecedentes generales

2.1 Microabrasión y desgaste

Las tasas de desgaste y los mecanismos de abrasión pueden diferir significativamente cuando las condiciones de la prueba cambian, desde una carga normal hasta una prueba donde se utiliza una distinta velocidad de deslizamiento.

El material de partículas abrasivas utilizadas en un estudio también juega un papel importante en el proceso de microabrasión.

Debe tenerse en cuenta la dureza de las partículas abrasivas ya que si es mayor que la superficie en contacto, aumentará la profundidad de la huella de desgaste sustancialmente [1].

El estudio de microabrasión en la interacción de dos o más cuerpos es una técnica de evaluación de recubrimientos en función de su dureza para contactos en condición seca o húmeda [2, 3].

La masticación, es uno de los principales causantes del desgaste de microabrasión dental [4].

Existen numerosos estudios que afirman que existe desgaste y corrosión en aleaciones metal sobre metal (MoM) aún con régimen de lubricación en implantes de cadera [5].

El desgaste sobre las superficies del bracket y el arco aumentan con patologías como el bruxismo, donde es liberada una gran cantidad de esmalte (fosfato de calcio) [6].

2.2 Fricción

Conociendo que la fricción no es propiedad de materiales ni respuesta del sistema de los mismos [7], para fines de este estudio, podemos definir a la fricción como una fuerza que pasa de manera tangencial entre la unión de dos cuerpos en contacto que generan resistencia al movimiento de uno con respecto del otro [8, 9, 10, 11].

La fricción actúa de forma perpendicular a la dirección de movimiento de las superficies en contacto. La fuerza necesaria para el deslizamiento de un objeto sobre otro debe ser mayor que la necesaria para mantenerlo en movimiento sin una resistencia aplicada, en este último aspecto la fricción se define como fricción cinética.

Para comprender la fricción cinética en ortodoncia, se considera que ésta se exhibe como el deslizamiento que ocurre entre el arco y la ranura del bracket expresándose a una velocidad baja, a consecuencia de movimientos intermitentes en comparación con los movimientos continuos [11].

La fricción estática se podría definir como aquella que se da cuando se inicia un movimiento desde una posición estacionaria [7].

En ortodoncia, es importante reducir la fricción estática entre el arco y el bracket con la finalidad de facilitar el movimiento dental [12]. Una disminución en la resistencia a la fricción es de gran ayuda en la obtención de una mejor respuesta de los tejidos blandos y duros, durante el movimiento [9, 13].

2.3 Coeficiente de fricción

El coeficiente de fricción es una constante específica de cada material; cuyo valor varía de acuerdo a las características de las superficies de los materiales en contacto. Thorstenson, mediante un aparato de prueba que cuantifica los coeficientes de fricción (Model TTCM Instron Corp Canton, Mass) para diferentes calibres de arcos NiTi y brackets de acero inoxidable en condición seca, reportó valores entre 0.14 a 0.28 (MoM) para los coeficientes de fricción [14].

La fuerza de fricción es el producto que se da entre el coeficiente de fricción y una fuerza normal aplicada [8].

2.4 Fricción por deslizamiento

La fricción causada por el deslizamiento implica un movimiento entre el arco y el bracket, ocupando parte de la fuerza para moverse y dejando una cantidad incontrolada que actúa sobre los dientes. Se sabe que la fricción depende del diseño del bracket y el material del que está hecho el alambre del arco [15].

En la mecánica de deslizamiento en ortodoncia, la fricción que se da entre el bracket y el arco de alambre afecta directamente a la fuerza que es aplicada

sobre el órgano dentario [8].

La mecánica de deslizamiento en el tratamiento ortodóncico implica el movimiento relativo de los arcos sobre la ranura del bracket. Este tipo de movimiento debe superar la resistencia causada por la fricción para obtener una respuesta periodontal y a su vez generar el movimiento de los dientes. Por lo tanto, lo ideal es que exista la menor fricción posible entre la interfaz de la ranura del bracket y el arco [16].

Este tipo de mecánica por deslizamiento es uno de los métodos utilizados comúnmente en ortodoncia para lograr el movimiento dentario en una forma mesio-distal [17]. También se ha informado que la fricción puede ser determinada en gran parte por la manera de ligar el arco al bracket [18].

La fricción puede verse afectada por diversos factores como la dirección y magnitud de movimiento, cargas y desplazamientos externos como la ligadura ortodóncica, condiciones ambientales que prevalecen en la cavidad oral como temperatura y los distintos lubricantes, también se afecta por la textura del material y por las características dentarias del paciente [7]; debido a esto, las investigaciones para determinar la fricción por mecánica de deslizamiento se han enfocado en la distancia interbracket [18], el efecto de la saliva natural y artificial [19, 20], además del ancho de la ranura del bracket, el material y tamaño del arco, la angulación de segundo orden y el tipo de ligadura utilizado [21].

2.5 Primeros aparatos en Ortodoncia

A finales del siglo XIX se utilizaron aparatos ineficaces como bandas ligadas a los órganos dentarios con alambres de bronce o plata con la finalidad de eliminar las maloclusiones. Pierre Fauchard desarrolló el “arco de expansión” (fig. 1), como precursor de los aparatos modernos [22, 23, 24].

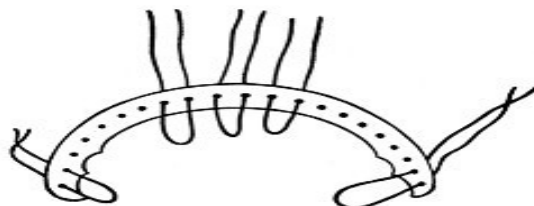


Figura 1. Arco de expansión de Pierre Fauchard. 22

Angle, Kingsley, Case, entre otros, comprendieron que debían controlar los movimientos de los órganos dentarios individualmente para su mejor control y con

la ayuda de la ingeniería y la metalurgia soldaron aditamentos tipo espolones sobre coronas o bandas y así sostenían el arco sobre unos tubos verticales. Uno de los primeros aparatos considerados eficaces en lograr movimientos dentarios deseados, evitando movimientos rotacionales y perfeccionado por Edward H. Angle fue el de “*Pin y Tubo*” (Fig. 2a y 2b) elaborado en 1911 en el que cada banda sobre cada pieza dental contaba con un tubo vertical paralelo al eje longitudinal del órgano dentario. El arco utilizado contenía unos pivotes soldados que se insertaban sobre los tubos verticales [22, 23, 24, 25].

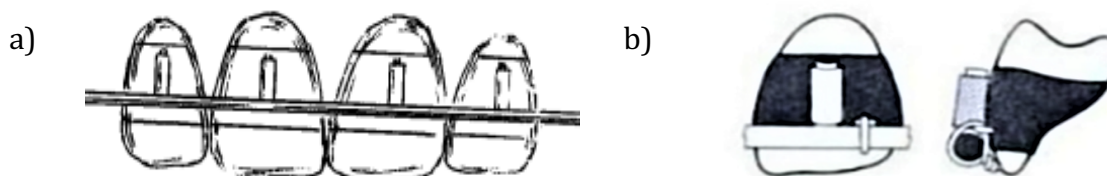


Figura 2 aparato de pin y tubo. a) vista frontal y b) vista lateral. Por Edward H. Angle 1911. 24

2.6 Desarrollo de los brackets

Según Canut en 1915 y Uribe en 1916, Angle diseñó el aparato de “*arco en cinta*” (fig. 3), el cual es conocido como el primer bracket que tenía ranuras verticales, éstas ranuras permitían el uso de arcos rectangulares de oro de 10 x 20 pulgadas que se fijaban con pines, además de arcos redondos y por lo tanto podían ejercer mayor fuerza para mover órganos dentarios junto con sus ápices radiculares aunque este tipo de aparatología requirió de mayor destreza manual del clínico para tener un mejor control. Este aparato fue tan eficaz que aún sigue siendo la base de la técnica Begg [22, 23, 24, 26, 27].

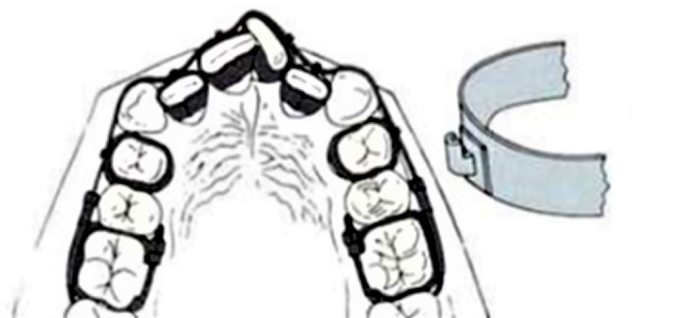


Figura 3. Arco en Cinta. 23

2.7 Arco de canto

Mientras Angle iniciaba con el arco en cinta ya trabajaba en el diseño de un cambio de orientación en la ranura del bracket haciendo una rotación de 90° y convirtiéndolo en horizontal y de ahí el nombre de *arco de canto*, conocido también como bracket Edgewise en 1925, y fue llamado *arco de canto* por la forma en que se introducía el arco rectangular en la ranura del bracket. Este bracket permitió controlar la posición de la corona y la raíz en los tres planos del espacio. El bracket se presentó en 1928 después de una evolución lenta y de muchos tipos distintos con modificaciones en su diseño (fig. 4 y 5), hasta lograr repartir el control tridimensional en el número 447 (Fig. 5), cabe mencionar que se llegaron a fabricar hasta tres modelos diferentes en un solo año. [22, 23, 24, 28, 29].

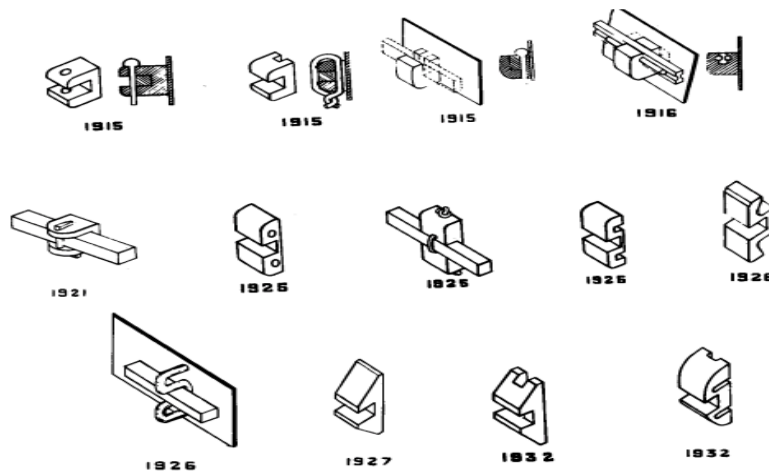


Figura 4. Evolución cronológica del bracket Edgewise de Angle, entre los años 1915 y 1932. 24

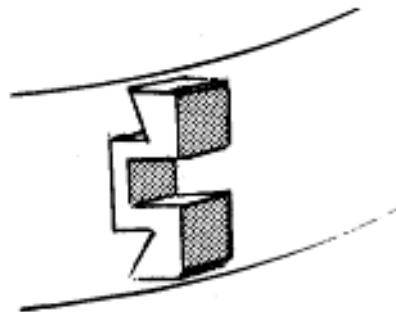


Figura 5. Bracket Edgewise número 447 de Angle (Bracket de arco de canto), 1925. 24

El doctor Angle anunció el bracket Edgewise como “el último y mejor de los mecanismos de ortodoncia” (Fig. 6) debido a su amplia aplicación y su durabilidad [30]. Este bracket fue denominado por Ricketts como arco de canto primario [31].

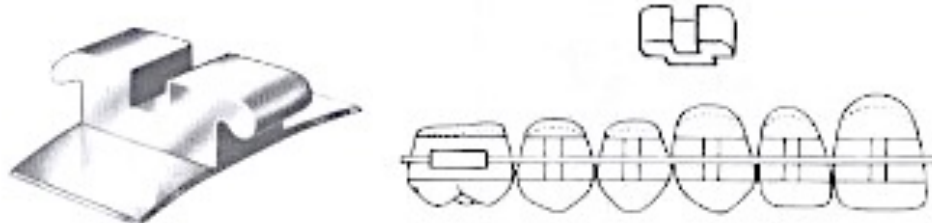


Figura 6. Bracket de Arco de Canto de Steiner en su forma básica. ³¹

Con el paso de los años se han realizado modificaciones a la ranura, en su tamaño, el tamaño del bracket; aletas de rotación; brackets gemelos; diferentes angulaciones y rotaciones; entre otras. Sin embargo, la esencia del bracket de arco de canto sigue siendo la misma [24].

A Steiner se le atribuye el bracket actual al fabricarlo en acero inoxidable para hacerlo más resistente, lo diseñó más pequeño y le redondeó las aletas para mayor comodidad en el paciente, aún con todos los cambios realizados en el bracket, la luz de la ranura se mantuvo en 0.022 x 0.028 pulgadas, implementado por Angle. Al seguir la tendencia de aplicar fuerzas ligeras para el movimiento dentario y la utilización de arcos de acero se concluyó que se haría una reducción en el tamaño de la ranura a 0.018 x 0.025 pulgadas que junto con el 0.022 x 0.028 pulgadas, son los tamaños que universalmente se utilizan en la actualidad en el sistema de brackets de *arco de canto*. El bracket diseñado por Andrews es conocido como *bracket gemelo* (Fig. 7) y consistió en la unión de dos brackets simples para darle la ventaja de controlar de mejor manera las rotaciones dentales [32, 33].

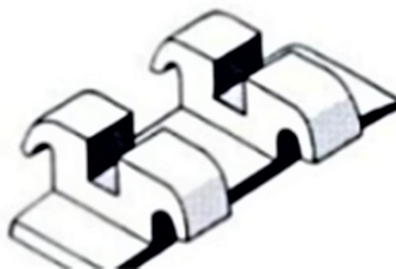


Figura 7. Bracket gemelo de Andrews. ³¹

2.8 Brackets preangulados o preajustados

Holdaway hizo cambios importantes en la angulación de la ranura del bracket para producir anclaje y mantener el paralelismo de las raíces en casos de extracciones (fig. 8a y 8b) ayudando con esto a la estética dental [34]. Andrews por su parte, fue quien dio un gran aporte a los brackets preajustados desarrollando movimientos de 1°, 2° y 3° orden a los órganos dentarios, es decir, movimientos en las tres

dimensiones sin la necesidad de hacer dobleces que compensaran estos movimientos en el arco recto [35].

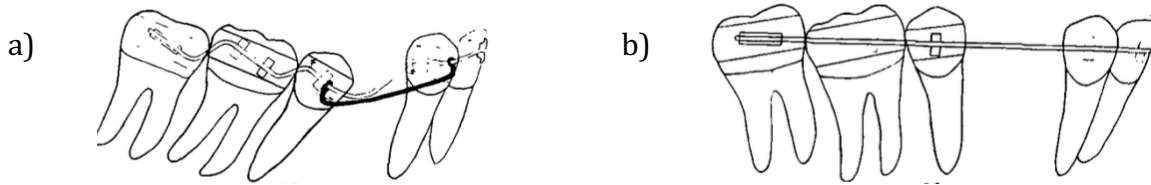


Figura 8a y 8b. Indican los dobleces que se hacían para paralelizar las raíces y evitar inclinaciones dentarias y su evolución al cambio de posición en angulación del bracket para evitar los dobleces.³²

El doctor Angle, en 1928, ya había recomendado el cambio en la posición de los brackets para evitar los dobleces en el arco [36]. En 1957, Jarabak recomendaba que la angulación debería estar sobre la ranura del bracket [37]. Por su parte, Stifter en 1958 se adjudicó la patente de un bracket con varias combinaciones de angulaciones e inclinaciones de primer orden (*in & out*) [38].

Andrews desarrolló el *Straight Wire Appliance* (SWA) que es conocida como la primera aparatología de arco recto totalmente preajustada [39]. Andrews se impulsó a desarrollar esta aparatología con base en su experiencia clínica y en estudios que él mismo realizó en donde describió “Las seis llaves de la oclusión ideal” y con estos fundamentos desarrolló las angulaciones e inclinaciones de primero, segundo y tercer orden (fig. 9a, 9b y fig. 10) para obtener los brackets preajustados [40, 41, 42].

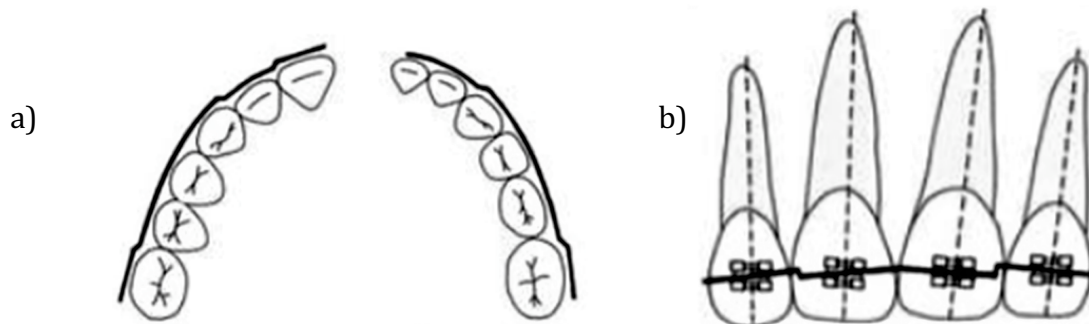


Figura 9a. Dobleces de primer orden.²³ Figura 9b. Dobleces o inclinaciones de segundo orden.²³

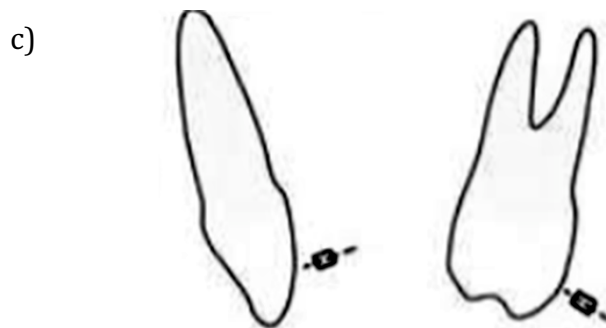


Figura 9c. Dobleces de tercer orden (torque).²³

En sus inicios la aparatología preajustada del doctor Andrews fue presentada con una prescripción única. Con la experiencia clínica Andrews recomendó el uso de tres prescripciones distintas para incisivos con diferentes grados de torque, además desarrolló dos prescripciones para ser utilizadas en casos con o sin extracciones [39].

Al paso de los años, diferentes doctores fueron haciendo modificaciones en las angulaciones en las tres dimensiones a la ranura del bracket con base en su experiencia clínica y estudios realizados por cada uno de ellos, formulando así las diferentes prescripciones que se conocen hoy en día.

2.9 Filosofía Roth

El doctor Roth se percató de las limitaciones que existían en el sistema preajustado original y fue realizándole modificaciones para llegar a producir un único sistema para casos con o sin extracciones reduciendo el inventario de brackets propuesto por Andrews. Así fue como Roth desarrolló la llamada segunda generación de brackets preajustados (Fig. 11 y 12), en la cual hizo variaciones en la inclinación mesio-distal coronaria (*Tip*), así como en la inclinación vestibulo-palatina (*Torque*) para tener una mejor oclusión funcional desde su particular punto de vista [43].

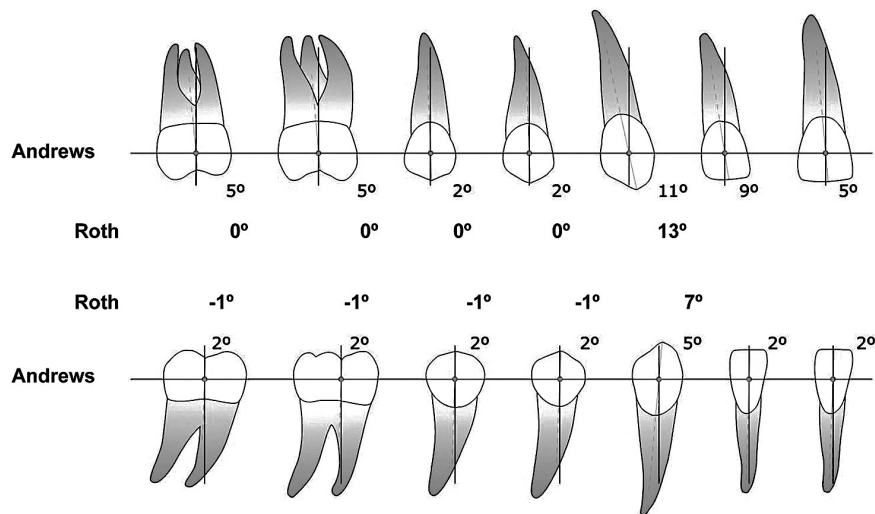


Figura 10. Modificaciones de Tip introducidas por Roth a las encontradas por Andrews. 44

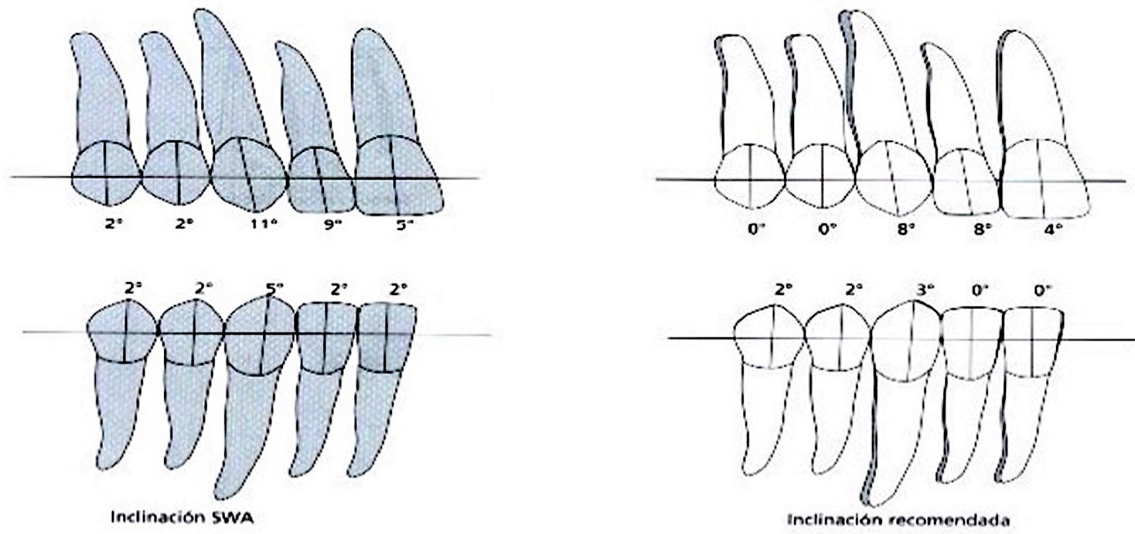


Figura 12a. Cambios en la angulación de los brackets superiores e inferiores.⁴⁴

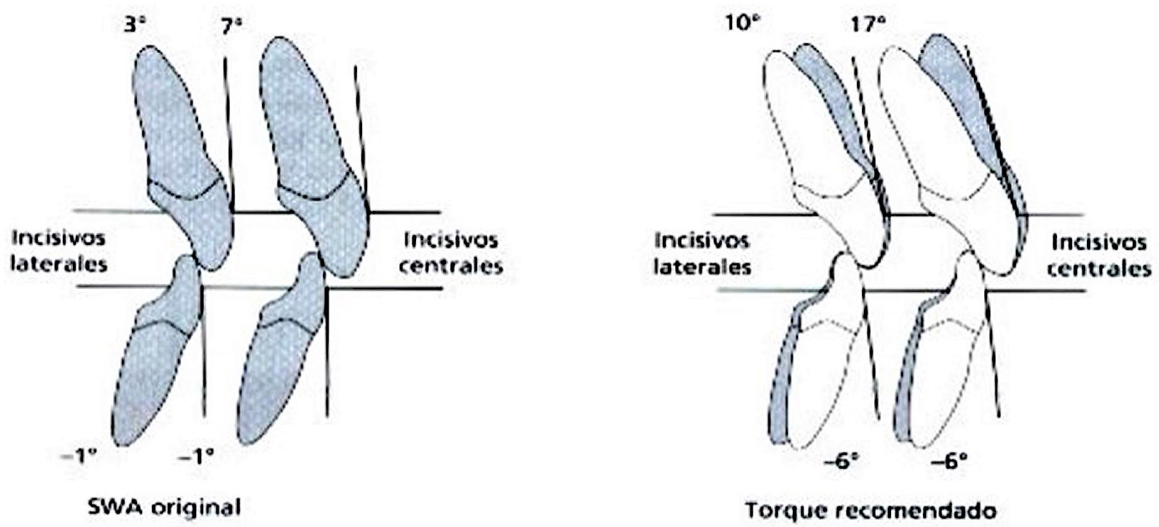


Figura 13. Incremento en el Torque los los incisivos superiores e inferiores.⁴⁴

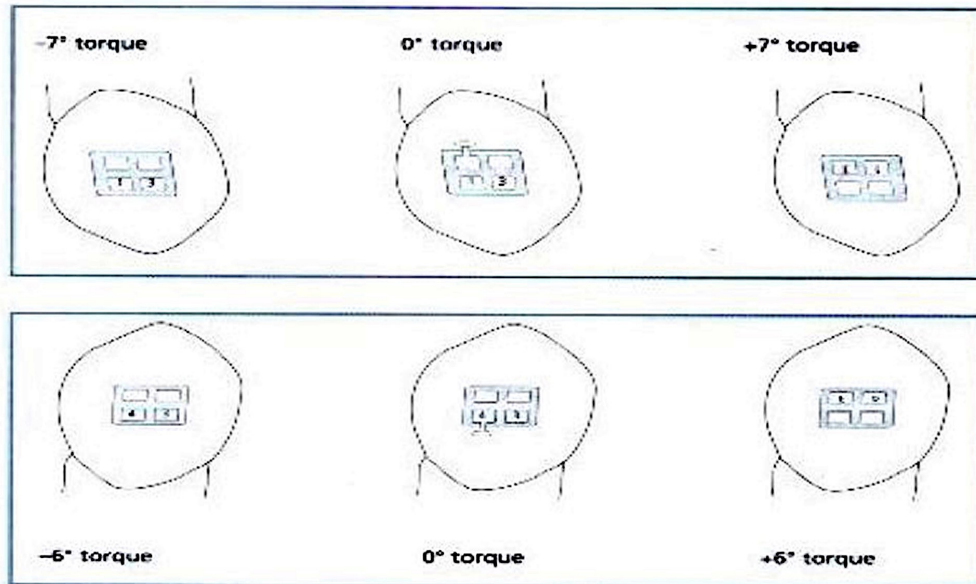


Figura 14. Manejo de tres opciones de Torques en caninos superiores e inferiores.⁴⁴

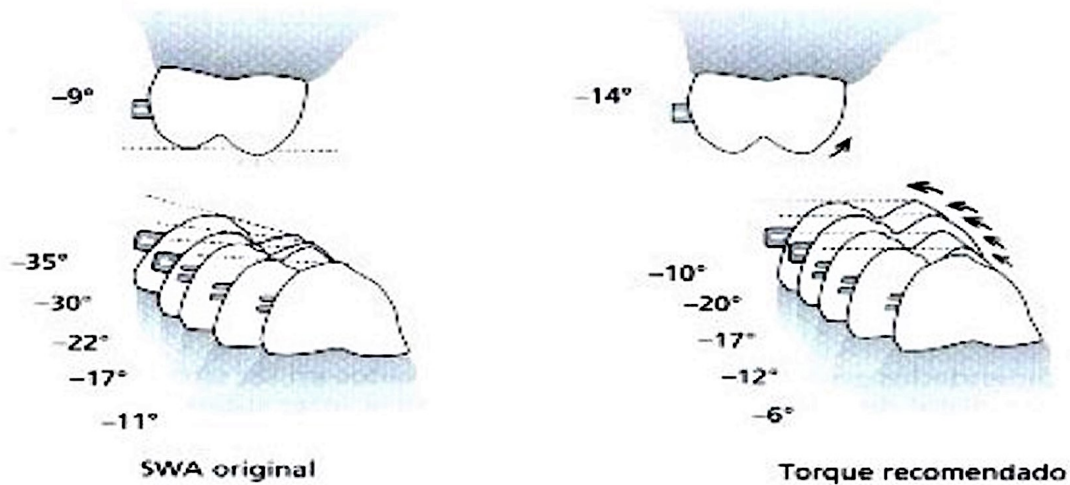


Figura 15. Cambios e incrementos en Torques de premolares y molares superiores e inferiores.⁴⁴

2.11 Tip-Edge

La mecánica Tip-Edge creada por el doctor Peter C. Kesling en 1986 combinaba los fundamentos de los movimientos ortodóncicos más importantes como lo son: fuerzas ligeras, fácil cierre de espacios y levantamiento de mordida (overjet), y sigue los lineamientos de los aparatos preajustados modernos [⁴⁵].

El diseño del bracket Tip-Edge incluye grados variables en su inclinación (fig. 17) que evita la deflexión del arco principal al momento de la retracción evitando el cierre indeseable de la mordida anterior [46]. También ofrece mayor rapidez en el movimiento además de todas las ventajas de un bracket preajustado [47].

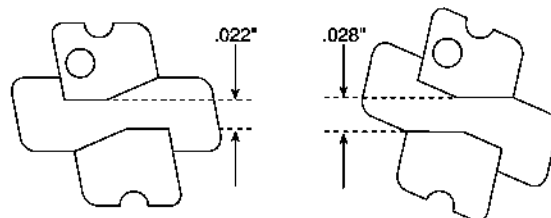


Figura 16. Versatilidad en el tamaño y angulación en la ranura del bracket Tip-Edge. 29

Todos los sistemas de brackets mencionados tenían en común que necesitan la ayuda de ligas elastoméricas o ligaduras metálicas para sujetar el arco a la ranura del bracket lo que genera mayor fricción y por consecuencia más resistencia al deslizamiento del arco sobre la ranura. Un módulo elástico produce aproximadamente de 50 a 150 g de fuerza [48]. Las ligaduras de metal producen fuerzas variables según el tiempo que estén dentro de la cavidad oral, aún así, tienen menor fricción que los módulos elásticos en cualquier combinación con brackets y arcos [48, 49, 50].

El bracket de autoligado se introdujo con la finalidad de no utilizar ligas elastoméricas y reducir el tiempo de consultorio. Tiempo después se trató de crear un ambiente libre de fricción pensando en tener una mejor mecánica de deslizamiento y de esta manera el movimiento dental sería más rápido acortando el tiempo del tratamiento [51].

2.12 Bracket de Autoligado

Los brackets de autoligado (Fig. 18) se han desarrollado para alcanzar una etapa de diseño y control en su producción, donde las ventajas que ofrecen son mayores a las desventajas que tienen en la actualidad [52, 53], volviéndolo un producto atractivo para el ortodoncista.



Figura 17. Distintos tipos de brackets de autoligado activo y pasivo. 53

Desde una etapa temprana en el desarrollo de estos brackets, los autores han propuesto ventajas en relación con la eficiencia del tratamiento. Colocando entre las principales: la reducción del tiempo de tratamiento, menor tiempo de consultorio, menos necesidad de extracciones y menor dolor durante el tratamiento [54]. De igual manera, se pueden observar otras ventajas de este tipo de brackets; como la eliminación de algunos aditamentos de ortodoncia tales como los módulos elastoméricos, así como los instrumentos utilizados en el proceso de su colocación. Además, al no utilizar estos aditamentos, se disminuye significativamente la contaminación cruzada con las ligaduras elastoméricas, y tomando en cuenta que estas ligaduras van perdiendo su fuerza, la vida útil de las mismas es intermitente y corta por lo que la eficiencia del tratamiento se disminuye; también existe menor riesgo a la descalcificación por la menor acumulación de placa bacteriana, la reducción a la fricción en el deslizamiento y con esto, la aplicación de fuerzas de menor magnitud que reducen significativamente los riesgos de efectos adversos en el tratamiento [55, 56, 57, 58, 59, 60, 61].

2.13 Sistema Damon

El Sistema Damon (ORMCO Corp., 1332 Sur Lone Hill Ave., Glendora, CA 91740 hasta 0000) es un sistema de autoligado pasivo que se introdujo en 1994 [62]. En este sistema, los brackets están contruidos a base de acero inoxidable 17-4 moldeado por inyección de metal para una resistencia y durabilidad excepcionales.

Su tecnología de auto-ligado pasivo minimiza la fricción del arco para un movimiento dental más rápido y controlado (Fig. 19). Están compuestos por una tapa de acero inoxidable fabricada con un relieve que facilita la apertura y cierre, también, los brackets tienen contornos redondeados en sus aletas y una base contorneada de igual manera para disminuir molestias en el paciente y además reducir las descementaciones del bracket [63].



Figura 18. Bracket Damon Q con puerta cerrada y abierta y bordes de aletas redondeadas. ⁵³

La ranura del bracket Damon Q tiene formas redondeadas en la parte inferior, aunque midiendo casi un ángulo recto de 90° y es de mayor tamaño que los otros que existen en el mercado midiendo 0.022 x 0.028 pulgadas con la finalidad de permitir un movimiento del arco con mayor grado de libertad y con ello reducir la fricción entre arco y ranura [64].

La Filosofía Damon está basada en utilizar la fuerza suficiente para iniciar el movimiento dentario. Este principio genera la fuerza de umbral adecuadamente baja para evitar la oclusión de los vasos sanguíneos en el periodonto y con ello, permitir a las células y mensajeros bioquímicos ser transportados al sitio de la resorción y aposición ósea permitiendo el movimiento del órgano dentario [62].

Al utilizar brackets de canto de autoligado pasivo proporciona distintas características tales como: niveles de fricción estática y cinética muy bajas, evita la ligadura, ya que contiene una puerta rígida y además cuenta con una profundidad y un ancho adecuado en la ranura que proporciona mejor control en la posición dentaria. Se sugiere también, que si las fuerzas aplicadas sobre los dientes es muy baja, los músculos de la lengua y labios pueden producir una expansión posterior [62].

2.13.1 Movimiento dentario en ortodoncia

Diversas células se activan en la respuesta del ligamento periodontal y el hueso alveolar ante el movimiento dental.

Para producir un movimiento dental se requiere la aplicación de una fuerza, y las respuesta de los tejidos ante ésta, se genera inflamación en el ligamento periodontal en los lados de presión y tensión que van acorde a la magnitud y la duración de la fuerza [65, 66].

La reacción temprana en la zona de tensión del ligamento periodontal ante un estímulo durante el movimiento dental se conforma de dos fases: la inflamación y una rápida recuperación y renovación del ligamento con la formación de hueso [67].

En el lado de la presión se inicia un proceso de reabsorción ósea mientras que el lado de tensión experimenta la aposición o creación de nuevo hueso.

También es importante saber que los marcadores inflamatorios son los principales factores que regulan la velocidad de formación de osteoclastos y por lo tanto regulan el movimiento dentario en su zona de presión [68].

2.13. 2 Optimización del tratamiento de ortodoncia

En la actualidad la disminución en el tiempo del tratamiento de ortodoncia con base en la maximización de las respuestas biológicas es uno de los principales objetivos [69].

Existen diferentes formas de optimizar la duración de tratamiento, aunque han sido controvertidas [69].

A pesar de que los tratamientos de ortodoncia tienen una media actual de uno a dos años, la búsqueda de reducir los tiempos ha sido objeto de muchos estudios [70].

La fuerza aplicada en un tratamiento de ortodoncia debe ser una variable controlada por el clínico, el conocimiento que existe en la combinación entre arco y bracket es un factor determinante para esta variable, que a su vez da como resultado el aumento o reducción del tiempo de tratamiento [71].

Desde el desarrollo de aparatos fijos de ortodoncia, los brackets han tenido modificaciones con el fin de mejorar su eficiencia [72].

Los brackets de autoligado tratan de eliminar o minimizar la fuerza que existe entre la unión de la ranura del bracket a los arcos [73].

Los brackets de autoligado pueden reducir al mínimo la resistencia al flujo sanguíneo y con ello reducen las fuerzas necesarias para mover los órganos dentarios con mejor respuesta tisular [66].

Es importante tomar en cuenta que los cambios que suceden a nivel de los vasos sanguíneos influyen también directamente en los órganos dentarios, ya que al no haber flujo sanguíneo podemos ocasionar una reabsorción ósea y dental además del incremento de dolor [74].

2.14 Arcos de alambre en Ortodoncia

El elemento protagonista en el tratamiento de ortodoncia es el arco de alambre. Los nuevos materiales empleados en estos arcos han permitido diversificar de manera importante los tipos que existen en la actualidad [32]. Hoy encontramos arcos redondos, cuadrados y rectangulares, trenzados y de diferentes composiciones y características físico-químicas [32].

2.14.1 Arcos de Oro

En el año de 1930 surgen los arcos compuestos por 55 a 65 % de Oro, 11 a 18% Cobre, 10 a 25 % de Plata 5 a 10 % de Paladio y Platino y entre 1 y 2 % de Níquel, los arcos de oro carecen de dureza. Se podrían someter a un tratamiento térmico para proporcionarle un poco de rigidez.

Su campo de fuerza oscilaba entre los 50000 y 160000 lb/pulgada² (psi) y en la actualidad los arcos de oro fueron descontinuados por su poca utilidad [75, 76].

2.14.2 Arcos de Acero

Introducidos al mercado entre 1929 y 1940, los arcos de acero austenítico desplazó al arco de oro, este arco se compone de 18 % Cromo, 8 % Níquel y menos del 0.20 % de Carbono [75, 76].

La introducción del Acero inoxidable proporcionó una variación en las tasas de deflexión de la carga con la particularidad de poder cambiar el tamaño y forma del arco [77].

Los arcos de acero tienen distintas propiedades que los convirtieron en un arco muy útil para el ortodoncista, tienen una alta resistencia a la tracción, tienen dureza y resistencia a la corrosión en la cavidad oral [78].

Este tipo de alambre está indicado para ser utilizado en cualquier etapa del tratamiento ya que lo encontramos en diferentes formas y tamaños (redondos, cuadrados y rectangulares) (Fig. 20), no se recomienda usar calor porque puede tornarse quebradizo y perder su eficacia. Los arcos de acero presentan bajos niveles de fricción al contacto con el bracket y esto nos ayuda a tener un mejor deslizamiento del arco [75].



Figura 19.- Diferentes formas de los arcos de acero inoxidable. 23

2.14.3 Alambre de Acero Australiano

Estos arcos son más templados y por ende más rígidos (Fig. 21), es por este motivo que generan mayor fuerza sobre los órganos dentarios, están recomendados en etapas intermedias o finales del tratamiento. A mayor grado de temple se tornan más quebradizos y por tal motivo no se recomienda modificar su forma y tamaño [76].



Figura 20. Alambre Australiano de Ortodoncia. 75

2.14.4 Alambres Elgiloy

Son una variación de los arcos de acero inoxidable los cuales están compuestos de Cromo 40 %, Cobalto 20 %, Níquel 15 %, Molibdeno 7 % y Acero 16 % (Fig. 22). Una de sus principales características, es la resistencia a la fatiga y a la distorsión, con buena capacidad para ser deformados y bajo nivel de fricción al contacto con el bracket [75].

Están fabricados con cuatro templados distintos, los cuales le otorgan diferente rigidez: azul que es el más suave, amarillo que es dúctil y con mayor dureza que el azul, verde que es semi-resistente y que puede ser modelado fácilmente con las manos antes de tener un tratamiento térmico; por último el rojo, que es muy duro pero con altas cualidades de flexión, aunque no permite un tratamiento térmico [79].



Figura 21. Arco Elgiloy con tratamiento de templeado azul. 79

2.14.5 Arcos de Níquel–Titanio (NiTi)

El níquel forma arseniuros y sulfuros que son conocidos como carcinógenos, alérgenos y mutágenos, se estima que del 4.5 al 28.5 % de la población presenta hipersensibilidad al níquel, además, informes han indicado que la aleación NiTi puede dar lugar a erupciones cutáneas, inflamación y eritemas, aun así, en la actualidad, esta aleación es de las más utilizadas en ortodoncia [80].

Las aleaciones de NiTi con memoria de forma son de suma utilidad en distintas áreas biomédicas incluyendo la ortodoncia ya que producen el movimiento de los órganos dentarios con mayor eficiencia y en un tiempo menor en comparación con otras aleaciones, también son usados en situaciones en las cuales se necesita una gran deflexión del arco [81].

El uso de las aleaciones NiTi en ortodoncia se informó en la década de 1970 por primera vez por Andreasen [75, 82, 83, 84].

William F. Buheler fue quien descubrió esta aleación y le dio el nombre genérico de NITINOL, el cual hace referencia a sus dos elementos químicos y el término NOL por el laboratorio *Naval de Ordnance en Silver Spring Maryland USA* donde se descubrió la aleación [83].

De acuerdo con Miura las aleaciones de NiTi tienen dos propiedades importantes: su memoria de forma y la superelasticidad [83, 85].

La flexibilidad y recuperación de forma de estos arcos son los que les confieren una amplia gama de uso clínico, desde las primeras etapas del tratamiento (Fig. 23), hasta la corrección de rotaciones y torque en las etapas finales [75, 86].



Figura 22. Arcos NiTi superflexibles utilizados en las primeras etapas de tratamiento. 86

Estas propiedades con las que cuentan los arcos NiTi se deben a dos fases de transformación que experimentan. La primera es la Fase de temperatura alta o

austenítica considerada la más importante, ya que en ella la aleación es estable y adecuada, la segunda fase es la martensítica o de temperatura baja [83].

Kusy clasificó a los arcos de NiTi en tres fases: martensítica pasiva y austenítica y martensítica activas, todas ellas con una composición de prácticamente 50 y 50 % Níquel-Titanio. La fase martensítica pasiva solo tiene la propiedad de memoria de forma y fue la primera fase en salir al mercado. Tiempo después aparece el arco NiTi en fase austenítica activa con la propiedad de memoria y además de mantener fuerzas bajas y activas en el periodo de activación y desactivación, su gran desventaja es que a la temperatura que el alambre sufre su transformación final es lejana a la temperatura corporal [83, 87]. La fase martensítica activa por su lado, también conserva su fuerza en etapas de activación y desactivación y con la ventaja de que la temperatura de su fase final es cercana a la temperatura intraoral lo que conduce a periodos largos con fuerza continua favoreciendo la actividad celular para el movimiento ortodóncico [88].

2.15.6 Arcos Copper–NiTi (Cu NiTi)

Los arcos Cu NiTi se fabrican básicamente a tres temperaturas, por lo cual se originan tres tipos de arcos. Los de tipo I superelásticos a 27°C, el cual es muy semejante al arco de NiTi, el tipo II termoactivo a 35°C que genera fuerzas ligeras y el tipo III termoactivo a 40°C que tiene como propiedad el movimiento dental activo en forma intermitente y que se vuelve rígido a más de 40°C de temperatura intraoral [89].

La adición de cobre a las aleaciones de NiTi influye en la transformación martensítica reduciendo las temperaturas características del arco con ello la elasticidad se estabiliza y mejora la resistencia a la fatiga, además, si el contenido de cobre es menor a 8 % mejora el trabajo de la aleación y la ductibilidad del arco se disminuye considerablemente [90].

Cuando la adición de cobre es menor a 5 % la aleación del arco se vuelve similar en sus propiedades a las de NiTi [91].

En general los arcos termoactivos son útiles en las etapas iniciales del tratamiento ortodóncico por la facilidad que brindan en su colocación en arcadas con órganos dentarios severamente desalineados al ser superelásticos (Fig. 24, 25 y 26), pero, por su fabricación a altas temperaturas tienen una superficie sensible a materiales estriados o cortantes [89, 92, 93, 94,].



Figura 23. Arco Cu NiTi 0.014 pulgadas en etapa de alineación con una deflexión de 90 grados entre los órganos dentarios 11 y 21.⁹²



Figura 24. Arco Cu NiTi 0.014 pulgadas, 7 días después de su colocación con una notoria reducción en su deflexión inicial entre los órganos dentarios 11 y 21.⁹³



Figura 25. Arco Cu NiTi 0.014 pulgadas, 30 días después de su colocación inicial con una deflexión nula entre los órganos dentarios 11 y 21.⁹⁴

Pandis en 2009, realizó un estudio en el cual revela que los arcos Cu NiTi no tienen diferencia significativa en la etapa de alineación dentaria en comparación con los arcos de NiTi [89]. Por otro lado, se ha llegado a la conclusión de que la temperatura de transición de estos arcos tiene un efecto sobre la cantidad de movimiento durante la alineación de los órganos dentarios [89].

CAPÍTULO III

ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

CAPÍTULO III

3.1 Antecedentes Específicos

Se han elaborado diversos estudios para medir la fricción estática y cinética y la resistencia al deslizamiento comparando diversos tipos de brackets de ligado convencional con los de autoligado activo y pasivo y distintos tipos de arcos durante la etapa de alineación y nivelación del tratamiento ortodóncico en condiciones seca y húmeda [16, 19, 95, 96].

Vittorio Cacciafesta en 2003 realizó un estudio en el cual comparó el nivel de resistencia a la fricción generada entre los brackets de autoligado Damon SL II, brackets de ligado convencional Victory de 3M Unitek y brackets de autoligado de policarbonato, con arcos de acero, NiTi y beta-titanio en tres diferentes tamaños: 0.016, 0.017 x 0.025, Y 0.019 x 0,025 pulgadas y probó cada combinación en diez ocasiones. En su estudio encontró que los brackets de autoligado Damon fueron los que generan significativamente fuerzas más bajas de fricción estática y cinética, y los arcos beta-titanio son los que tienen más alta resistencia a la fricción y los arcos de acero menor resistencia, además encontraron que a mayor tamaño del arco, mayor resistencia al deslizamiento [56].

Por otro lado Lorenzo Franchi realizó un estudio con el objetivo de evaluar las fuerzas de fricción generadas por cuatro tipos de brackets de autoligado pasivo de acero inoxidable y por brackets no convencionales con ligaduras elastoméricas y brackets convencionales con ligaduras elastoméricas durante la mecánica de deslizamiento. El estudio consistió en revisar los brackets con una ranura 0.022 con una arco de acero 0.019 x 0.025 pulgadas durante la mecánica de deslizamiento y concluyó que los brackets de autoligado pasivo son una buena alternativa para tener más baja fricción [97].

Por su parte Manu Krishnan comparó los efectos de los arcos 0.019 x 0.025 de acero inoxidable, NiTi y beta-titanio sobre las fuerzas de fricción entre los brackets de autoligado pasivo y activo y un bracket convencional, todos con ranura 0.022 pulgadas *in vitro*; encontrando que las fuerzas de fricción estática y cinética fueron más bajas tanto para los brackets pasivos y activos que para los soportes convencionales. Los valores máximos se observaron con los arcos de beta-titanio, y no se observaron diferencias significativas entre los arcos de níquel-titanio y acero inoxidable y concluyó que los brackets de autoligado pasivo son buena opción para minimizar la resistencia por fricción en el tratamiento ortodóncico [73].

Glenys A. Thorsteson y Robert P. Kusy han sido de los más importantes en investigaciones de la resistencia al deslizamiento de los diferentes tipos de brackets y han aportado mucho con diversos estudios como el de "*Resistance to*

sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states” [98]; el cual fue uno de los primeros estudios realizados en el que se observaron brackets de autoligado pasivo con la puerta de la ranura cerrada y con arcos de acero rectangulares comparados con brackets convencionales y brackets de autoligado pasivo, pero con la puerta abierta y llevando el arco a la ranura con ligadura metálica; colocando el arco en ambas pruebas con una angulación de segundo orden desde -9° hasta 9°. Ellos concluyeron en este estudio que en la configuración pasiva, los brackets convencionales exhiben resistencia a la fricción similar al de los brackets de autoligado abiertos con ligadura, mientras que los brackets de autoligado cerrados no exhibieron ninguna fricción, también que la resistencia al deslizamiento aumentó con el incremento de la angulación aunque los brackets de autoligado pasivo con puerta cerrada siempre se mantuvieron con una menor resistencia al deslizamiento.

También Sennay Stefanos ha dado importantes aportaciones en cuanto al tema de fricción entre brackets convencionales y los autoligados; como en *“Friction between various self-ligating brackets and archwire couples during sliding mechanics”*. En donde se dio a la tarea de medir la resistencia de fricción entre brackets de autoligado activos y pasivos de autoligadura y tres arcos de acero inoxidable 0.019 x 0.025 pulgadas durante la mecánica de deslizamiento mediante el uso de un dispositivo de simulación de deslizamiento de ortodoncia. Concluyendo que las fuerzas de fricción estática y cinética son menores en los brackets de autoligado pasivo que en los activos, siendo el bracket Damon 3mx el que menor resistencia a la fricción presentó [16].

CAPÍTULO IV

MATERIAL Y MÉTODOS

CAPÍTULO IV

Material y Métodos

4.1 Diseño del estudio

4.1.1 *In vitro*

- Prospectivo
- Analítico
- Transversal

4.2 Ubicación espacio-temporal

- Clínica de Ortodoncia de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.
- Laboratorio de Materiales Dentales, Máquina de Pruebas Universales Instron 4465.
- Del 5 a 9 de Diciembre de 2016

4.3 Población de estudio

- 40 brackets Damon Q para pruebas *in vitro*.
- 2 arcos Cu NiTi Damon 0.014
- 2 arcos Cu NiTi Damon 0.014 x 0.025

4.4 Tamaño de la muestra

- El estudio *in vitro* consistió en una muestra de 40 brackets Damon Q, que cumplan con los criterios de inclusión, además 4 arcos, 2 Cu Niti 0.014 pulgadas y 2 Cu NiTi 0.014 x 0.025.

4.5 Criterios de selección

4.5.1 Inclusión

- 40 brackets Damon Q nuevos.
- 2 arcos Cu NiTi (Damon) 0.014 pulgadas 35°C (Ormco, Glendora, CA, EE UU) nuevos.
- 2 Cu NiTi (Damon) 0.014 x 0.025 pulgadas 35°C (Ormco, Glendora, CA, EE UU) nuevos.

4.5.2 Exclusión

- Cualquier bracket Damon Q que se despegara del modelo de estudio.
- Cualquier arco Cu NiTi Damon 0.014 y 0.014 x 0.025 pulgadas que se haya dañado por medios externos provocando daños a la superficie.

4.6 Definición de variables y escalas de medición

Variable	Definición	Nivel de dependencia	Valor	Prueba estadística
Resistencia al Deslizamiento	Resistencia al movimiento tangencial en el contacto entre dos cuerpos.	Dependiente	N/mm	T-Student, ANOVA y Prueba de Rangos Múltiples
Humedad	Cantidad de líquido presente en cualquier superficie.	Independiente	Con humedad Sin humedad	T-Student, ANOVA y Prueba de Rangos Múltiples
Apiñamiento	Falta de espacio para el correcto alineamiento de los dientes.	Independiente	Con apiñamiento Sin apiñamiento	T-Student, ANOVA y Prueba de Rangos Múltiples
Arco Cu NiTi	Aditamento de aleación metálica superelástica utilizado en el tratamiento de ortodoncia para facilitar el movimiento dental.	Independiente	0.014 pulgadas 0.014 x 0.025 pulgadas	T-Student, ANOVA y Prueba de Rangos Múltiples

4.7 Recursos

4.7.1 Humanos

- Alumno de la Maestría en Ciencias Estomatológicas con Opción Terminal en Ortodoncia.
- Grupo de investigación adscrito a la Facultad de Ingeniería BUAP “Tribology and Transportation Group”

4.7.2 Materiales

- Máquina de pruebas universal Instron 4465
- Microscopio Electrónico de Barrido SEM (MODELO JEOL JSM-6610LV)
- OrthoForm™ II Square Arch Fomr. 3M Unitek
- 4 acetatos acrílicos rígidos (Borgatta) número 80.
- Saliva artificial (Viarden)

4.8 Procedimiento

4.8.1 Obtención de muestras

En el estudio *in vitro* se utilizaron 40 brackets superiores Damon Q (ORMCO Corp.) montados en cuatro acetatos acrílicos rígidos (Borgatta) número 80.

Se utilizaron 20 brackets (10 brackets por arcada) para simular dos arcadas iguales con apiñamiento, todos fueron alineados con base en la arcada superior de la OrthoForm™ II (Square Arch Fomr. 3M Unitek) con una distancia interbracket de 10 mm, desplazando el bracket del órgano dentario 22, hacia palatino 2 mm y el bracket del órgano dentario 13, hacia vestibular 2 mm. Formando ángulos de 10° entre los brackets de los órganos dentarios 21-22 y 22-23; así como ángulos de 25° entre los brackets de los órganos dentarios 12-13 y 13-14.

En los modelos que simulan arcadas alineadas se utilizaron 20 brackets (10 brackets por arcada), se alinearon siguiendo la forma de arco de OrthoForm™ II (Square Arch Fomr. 3M Unitek) con distancia interbracket de 10 mm simulando una arcada sin apiñamiento relativo.

En la prueba de arcadas con apiñamiento se insertaron los arcos 0.014 Cu NiTi, sin cortar los extremos distales, en los brackets de la primer simulación de apiñamiento. Se adaptó un dado de acrílico de 1 cm de ancho por 2 cm de largo en la parte distal del órgano dentario 15, al cual fue sujeta la abrazadera de la máquina de pruebas universales Instron 4465 para hacer la tracción por deslizamiento del arco. Para las arcada sin apiñamiento se insertaron los arcos Cu NiTi 0.014 x 0.025 realizando el mismo proceso que en las pruebas de arcadas con apiñamiento.

Se realizaron pruebas en el arco completo, de órgano dentario 15 a 25 con y sin apiñamiento en condiciones seca y húmeda (saliva artificial). Las gráficas de fuerza fueron registradas en relación al tiempo en formato .CVS de Excel, cuando se le aplicó la fuerza de cruceta para deslizar el arco sobre los brackets, realizándose cinco pruebas para cada combinación.

La saliva fue colocada en el sistema de medición con un caudal de 3 ml por minuto, sugerido por Thorstenson y Kusy.⁹⁸

Las muestras de brackets y del arco fueron analizadas por SEM (Microscopía Electrónica de Barrido), donde se evaluaron los desgastes resultantes.

4.8.2 Metodología de medición

Al modelo reproducido con apiñamiento se le colocó un arco 0.014 pulgadas Cu NiTi en la máquina universal de pruebas mecánicas Instron 4465, la cual fue

previamente programada para deslizar el arco sobre las ranuras de los brackets, con una fuerza de cruceta de 150 g con una distancia de recorrido de 0.5 mm/min, por lo cual el recorrido del arco fue de 3 mm en 6 minutos por combinación, con los brackets presentes de órganos dentarios 15 a 25 y se hizo una marca a 3 mm del borde más distal del bracket del órgano dentario 25 y en el extremo contrario previamente se colocó un dado de sujeción de acrílico de 1 mm de ancho por 2 mm de largo para poder sujetar el arco con la abrazadera de la máquina. Posteriormente se ajustó nuevamente a 0 N/mm a una distancia de 3 mm del borde posterior del bracket más distal hacia el sensor y se repitió el procedimiento 5 ocasiones para la prueba en condición seca y se realizó el mismo procedimiento para la prueba en condición húmeda (saliva artificial), la saliva fue colocada sobre el arco a deslizar en el sistema de medición, con un caudal de 3 ml por minuto. De manera semejante se colocó el modelo reproducido sin apiñamiento, con el arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas sobre la máquina y se realizó el mismo proceso para cada combinación.

De esta manera se obtuvieron cinco gráficas por combinación que fueron enviadas a la computadora a través del programa Bluehill 3 Testing Software – Instron.

Para facilitar la lectura de las pruebas, se realizó la conversión de formato a .CVS de Excel.

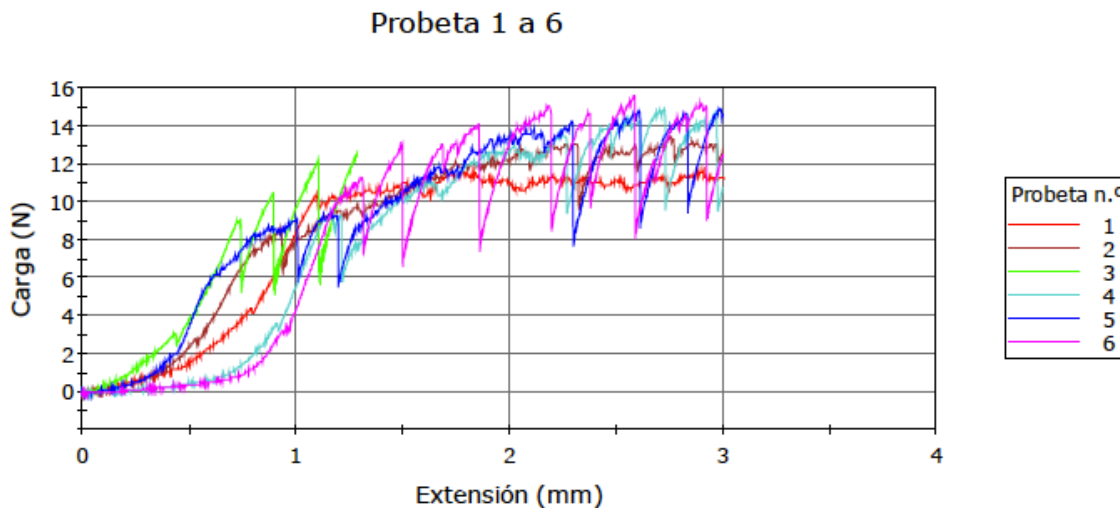
Los resultados estadísticos se obtuvieron arrojando los datos al software de análisis de datos y gráficos estadístico Statgraphics, obteniendo la media, mediana y promedio de cada prueba, además la prueba T-Student, la prueba para variables múltiples ANOVA y Prueba de Rangos Múltiples.

Las huellas de desgaste fueron revisadas y analizadas por microscopía electrónica de barrido (SEM), para caracterizar los coeficientes de fricción.

CAPÍTULO V
RESULTADOS, DISCUSIÓN,
CONCLUSIONES, REFERENCIAS Y
ANEXOS.

Capítulo V

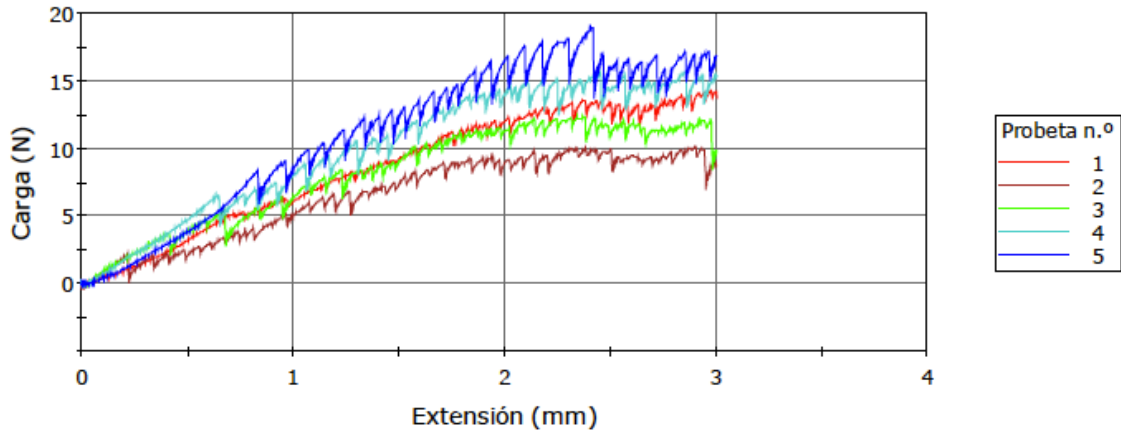
5.1 Resultados



Gráfica 1. Se muestra la prueba realizada en condición seca, en el modelo que simula apiñamiento, con un arco Cu NiTi Damon 0.014.

En la Gráfica 1 se realizaron 5 pruebas en condición seca, con el modelo simulando apiñamiento, montado en la máquina de pruebas universales Instron 4465 con una fuerza de cruceta de 150 g, una distancia de recorrido de 0.5 mm/min y una duración de 6 minutos por prueba con un recorrido del arco Cu NiTi Damon 0.014 de 3mm, en las cuales se obtuvo como resultado un pico máximo de 15.570 N/mm y una mínima de 11.670 N/mm, dando como resultado, una media de 14.088 N/mm y una mediana de 14.890 N/mm, la desviación estándar fue de 1.563 N/mm y el coeficiente de variación obtenido fue 11.097 N/mm. La tercer prueba no es representativa debido a un error en la medición.

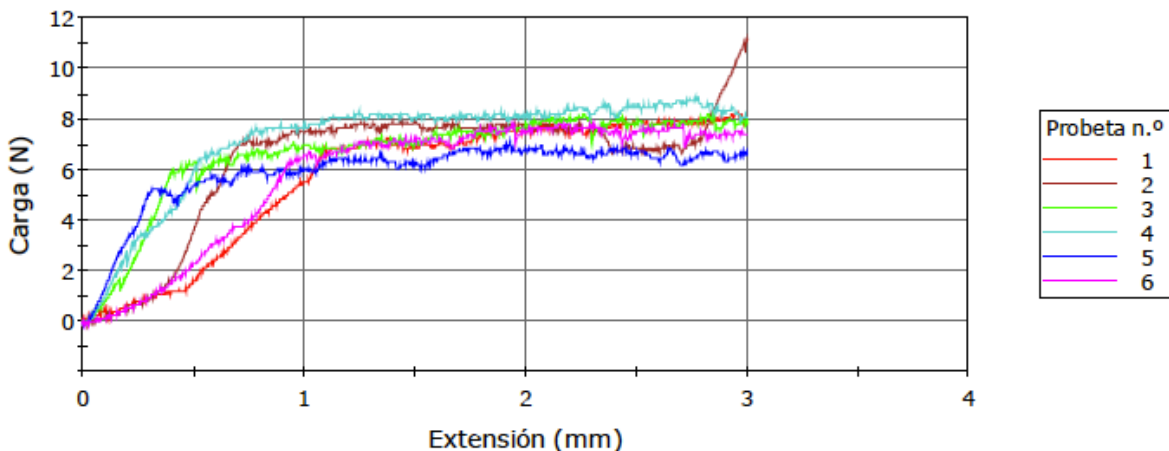
Probeta 1 a 5



Gráfica 2. Se muestra la prueba realizada en condición húmeda, en el modelo que simula apiñamiento, con un arco Cu NiTi Damon 0.014.

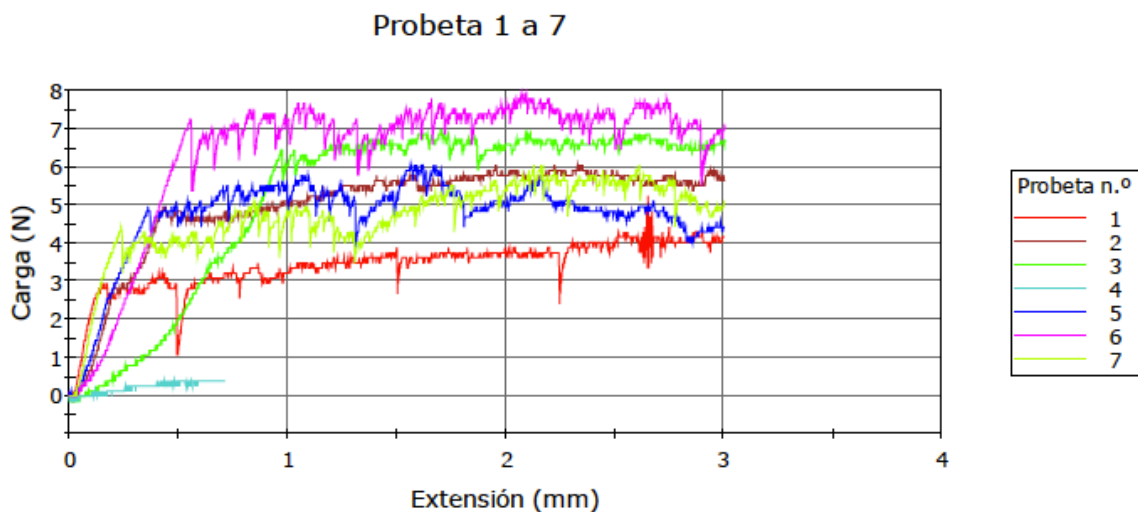
En la Gráfica 2 se realizaron 5 pruebas en condición húmeda (saliva artificial) por goteo con un caudal de 3 ml/m, con el modelo simulando apiñamiento, montado en la máquina de pruebas universales Instron 4465 con una fuerza de cruceta de 150 g, una distancia de recorrido de 0.5 mm/min y una duración de 6 minutos por prueba con un recorrido del arco Cu NiTi Damon 0.014 de 3 mm, en las cuales se obtuvo como resultado un pico máximo de 18.920 N/mm y una mínima de 10.200 N/mm, dando como resultado, una media de 14.330 N/mm y una mediana de 14.360 N/mm, la desviación estándar fue de 3.329 N/mm y el coeficiente de variación obtenido fue 23.233 N/mm.

Probeta 1 a 6



Gráfica 3. Se muestra la prueba realizada en condición seca, en el modelo que simula una arcada alineada, sin apiñamiento, con un arco Cu NiTi Damon 0.014 x 0.025.

En la Gráfica 3 se realizaron 5 pruebas en condición seca, con el modelo simulando una arcada alineada, sin apiñamiento, montado en la máquina de pruebas universales Instron 4465 con una fuerza de cruceta de 150 g, una distancia de recorrido de 0.5 mm/min y una duración de 6 minutos por prueba con un recorrido del arco Cu NiTi Damon 0.014 x 0.025 de 3 mm, en las cuales se obtuvo como resultado un pico máximo de 8.850 N/mm y una mínima de 7.110 N/mm, dando como resultado, una media de 8.048 N/mm y una mediana de 8.180 N/mm, la desviación estándar fue de 0.649 N/mm y el coeficiente de variación obtenido fue de 8.068 N/mm. La segunda prueba no es representativa debido a que ocurrió un error en la medición.



Gráfica 4. Se muestra la prueba realizada en condición húmeda, en el modelo que simula una arcada alineada, sin apiñamiento, con un arco Cu NiTi Damon 0.014 x 0.025.

En la Gráfica 4 se realizaron 5 pruebas en condición húmeda (saliva artificial) por goteo con un caudal de 3 ml/m, con el modelo simulando una arcada alineada, sin apiñamiento, montado en la máquina de pruebas universales Instron 4465 con una fuerza de cruceta de 150 g, una distancia de recorrido de 0.5 mm/min y una duración de 6 minutos por prueba con un recorrido del arco Cu NiTi Damon 0.014 x 0.025 de 3 mm, en las cuales se obtuvo como resultado un pico máximo de 7.910 N/mm y una mínima de 6.040 N/mm, dando como resultado, una media de 6.600 N/mm y una mediana de 6.040 N/mm, la desviación estándar fue de 0.836 N/mm y el coeficiente de variación obtenido fue de 12.663 N/mm. Las pruebas 1 y 4 fueron eliminadas debido a un error en la medición.

Tabla 1.- Resumen estadístico de la prueba realizada con el modelo que simula una arcada con apiñamiento, con arco Cu NiTi Damon 0.014.

Resumen Estadístico

<i>Parámetros estadísticos</i>	<i>Apiñamiento seco</i>	<i>Apiñamiento húmedo</i>
Recuento	5	5
Promedio	14.088	14.33
Desviación Estándar	1.5633	3.32926
Coefficiente de Variación	11.0967%	23.2328%
Mínimo	11.67	10.2
Máximo	15.57	18.92
Rango	3.9	8.72

valor- p = 0.886674

Se acepta la hipótesis nula = 0.05.

En la tabla 1 se midió la resistencia al deslizamiento en los modelos que simulan apiñamiento en condiciones seca y húmeda (saliva artificial), con arcos termoactivos Cu NiTi Damon 0.014, se realizaron 5 pruebas para cada combinación, obteniendo como resultado un promedio mayor de resistencia al deslizamiento en el modelo analizado con saliva artificial (14.335 %) en comparación con la prueba en seco (14.088 %), lo cual rechaza la hipótesis científica, no obstante, la prueba no es estadísticamente significativa con un valor p = 0.886674.

Tabla 2.- Resumen estadístico de la prueba realizada con el modelo que simula una arcada alineada, con arco Cu NiTi Damon 0.014 x 0.025.

Resumen Estadístico

<i>Parámetros estadísticos</i>	<i>Alineado húmedo</i>	<i>Alineado seco</i>
Recuento	5	5
Promedio	6.6	8.048
Desviación Estándar	0.835733	0.649284
Coefficiente de Variación	12.6626%	8.06765%
Mínimo	6.04	7.11
Máximo	7.91	8.85
Rango	1.87	1.74

valor- p = 0.0155961

Se acepta la hipótesis científica = 0.05.

En la tabla 2, observamos los resultados de la medición para observar la resistencia al deslizamiento en los modelos que simulan una arcada alineada en condiciones seca y húmeda (saliva artificial), con arcos termoactivos Cu NiTi Damon 0.014 x 0.025, se realizaron 5 pruebas para cada combinación, obteniendo como resultado un promedio mayor en la arcada alineada en condición seca (8.048 %) en comparación con la de condición húmeda (6.6 %), este resultado avala nuestra hipótesis científica, siendo una prueba estadísticamente significativa con un valor $p = 0.0155961$.

Tabla 3.- Resumen estadístico de la comparación de las 4 combinaciones para un total de 20 pruebas realizadas.

Resumen Estadístico

<i>Condiciones de prueba</i>	<i>Promedio</i>	<i>Desviación estándar</i>	<i>Coefficiente de variación</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Rango</i>
Arco 0.014 x 0.025 condición húmeda	6.6%	0.835733	12.6626%	6.04	7.91	1.87
Arco 0.014 condición seca	14.088%	1.5633	11.0967%	11.67	15.57	3.9
Arco 0.014 condición húmeda	14.33%	3.32926	23.2328%	10.2	18.92	8.72
Arco 0.014 x 0.025 condición seca	8.048%	0.649284	8.06765%	7.11	8.85	1.74

En la tabla 3 se observa el resumen estadístico de las 20 pruebas que se realizaron en las 4 diferentes combinaciones, se determinó que la combinación que menor resistencia al deslizamiento en promedio, fue la del modelo con una arcada alineada con arco termoactivo Cu NiTi Damon 0.014 x 0.025 en condición húmeda, siguiendo la combinación de arcada alineada en condición seca con arco termoactivo Cu NiTi Damon 0.014 x 0.025, después se incrementó la resistencia al deslizamiento longitudinal en la prueba en condición seca con la combinación de arcada con apiñamiento y arco Cu NiTi Damon 0.014, y por último la prueba que presentó el promedio más elevado fue la de apiñamiento en condición húmeda con la combinación de arco termoactivo Cu NiTi Damon 0.014.

Además, la combinación que presentó la mínima resistencia al deslizamiento fue la prueba realizada en condición húmeda con arcada alineada y arco termoactivo Cu NiTi Damon 0.014 x 0.025, obteniendo como resultado 6.04

N/mm, y la máxima fue presentada por la combinación en condición húmeda de arcada simulando apiñamiento y arco termoactivo Cu NiTi Damon 0.014 con un resultado de 18.92 N/mm.

Tabla 4.- Prueba estadística ANOVA para valores múltiples

Tabla ANOVA

<i>Fuente</i>	<i>Suma de Cuadrados</i>	<i>Cuadrado Medio</i>	<i>Razón-F</i>	<i>Valor-p</i>
Entre grupos	242.404	80.8014	22.06	0.0000
Intra grupos	58.5918	3.66199		
Total (Corr.)	300.996			

En la tabla 4, para determinar la diferencia entre los todos los grupos, se utilizó la prueba estadística ANOVA, con un valor $p = 0.000$, lo cual indica que las diferencias entre los grupos es estadísticamente significativa.

Tabla 5.- Pruebas de Múltiple Rangos

<i>Contraste</i>	<i>Sig.</i>
Arco 0.014 x 0.025 condición húmeda – Arco 0.014 condición seca	*
Arco 0.014 x 0.025 condición húmeda – Arco 0.014 condición húmeda	*
Arco 0.014 x 0.025 condición húmeda – Arco 0.014 x 0.025 condición seca	
Arco 0.014 condición seca – Arco 0.014 condición húmeda	
Arco 0.014 condición seca – Arco 0.014 x 0.025 condición seca	*
Arco 0.014 condición húmeda – Arco 0.014 x 0.025 condición seca	*

En la tabla 5, se utilizó la Prueba de Rangos Múltiples para determinar la diferencia entre cada uno de los grupos, esta prueba demostró que la diferencias significativas se encontraron en las pruebas en las cuales se compararon las arcadas alineadas contra las arcadas con apiñamiento.

Micrografías de los brackets Damon Q utilizados con arco redondo Cu NiTi Damon 0.014.

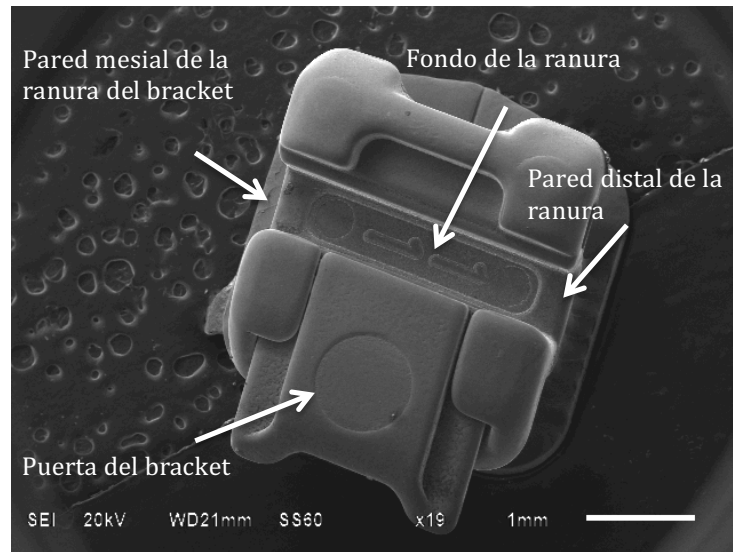


Figura 26. Toma frontal del bracket del órgano dentario 11

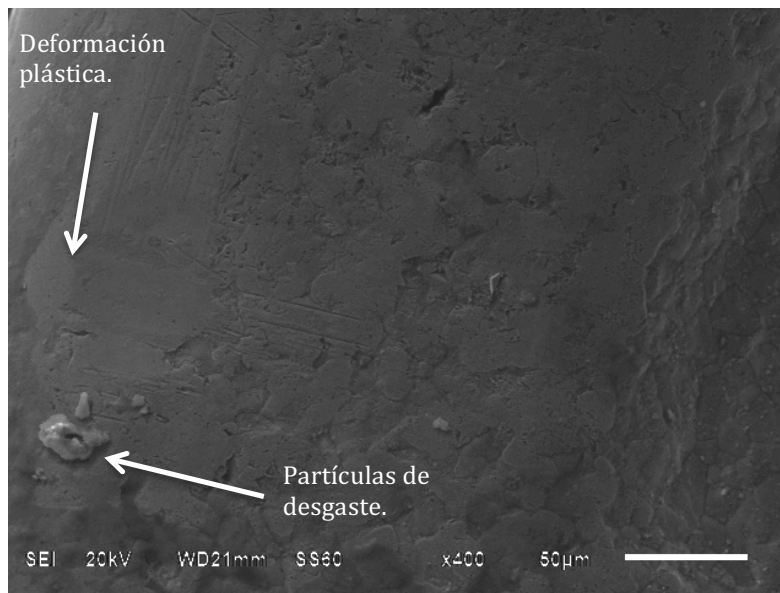


Figura 27. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared disto-vestibular del bracket 11 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.

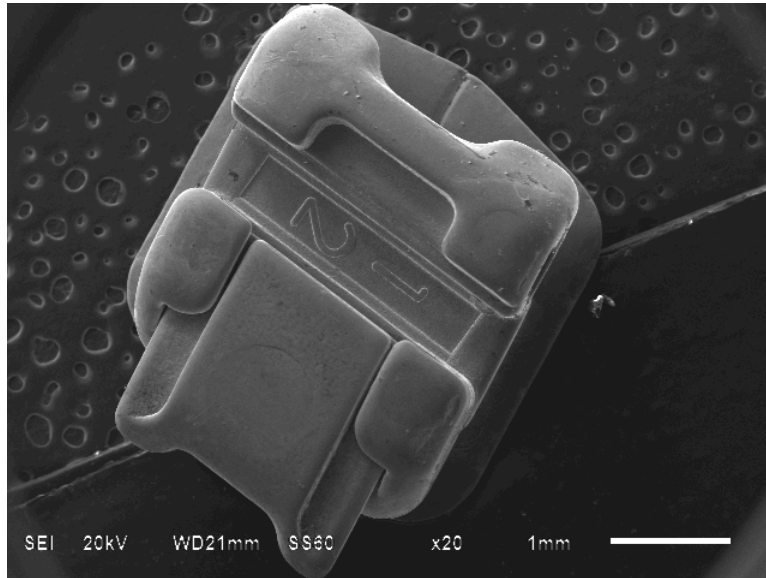


Figura 28. Toma frontal del bracket del órgano dentario 12.

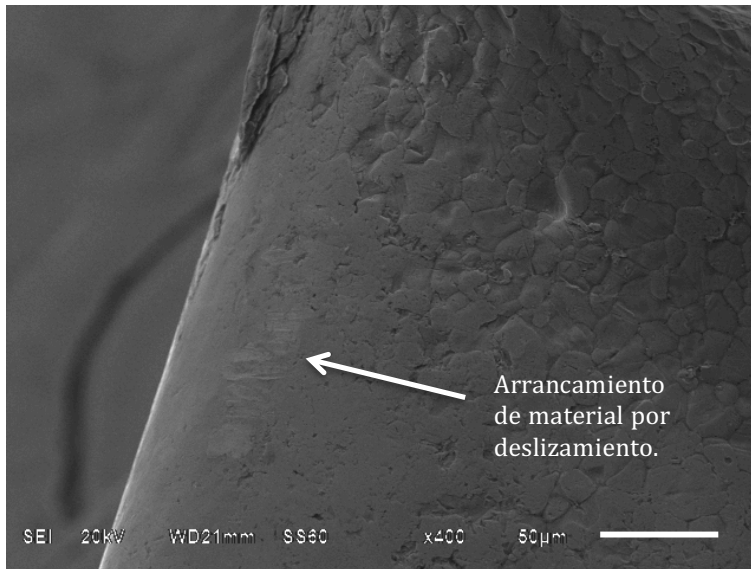


Figura 29. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared disto-vestibular del bracket 12 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.

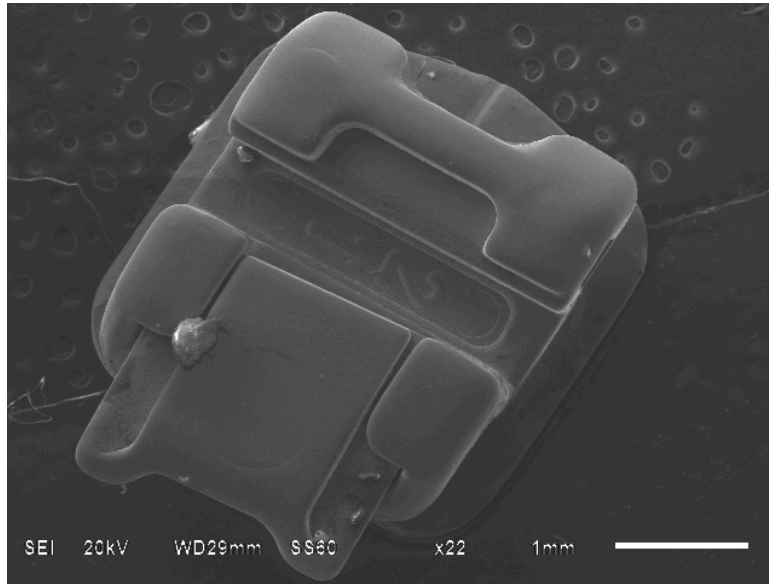


Figura 30. Toma frontal del bracket del órgano dentario 21.

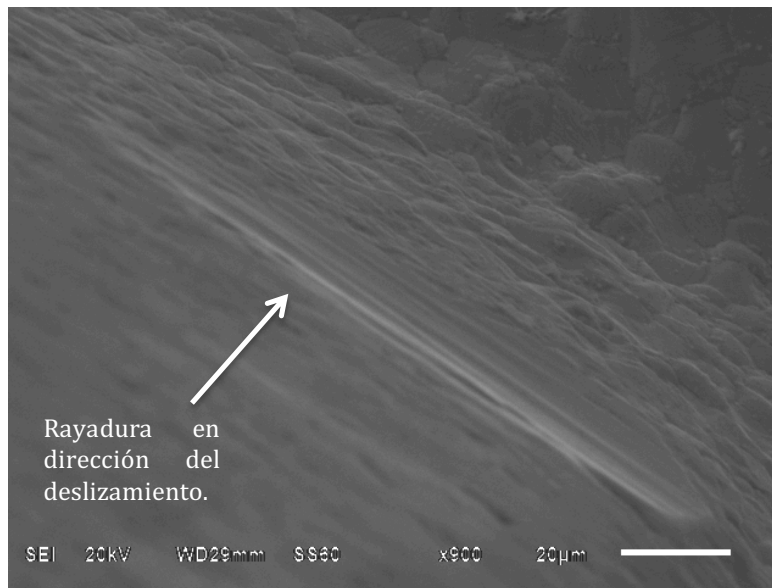


Figura 31. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x900 en la pared disto-incisal del bracket 21 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.

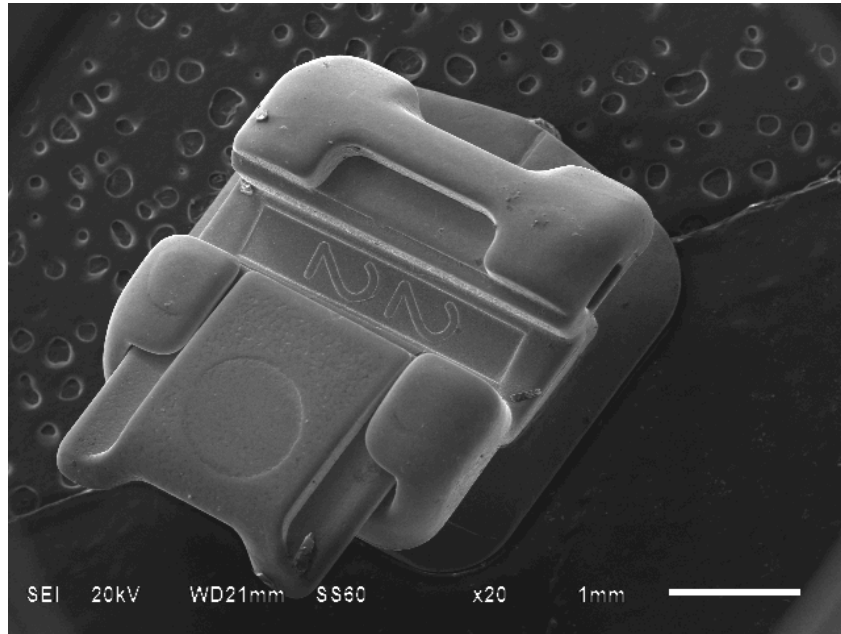


Figura 32. Toma frontal del bracket del órgano dentario 22.

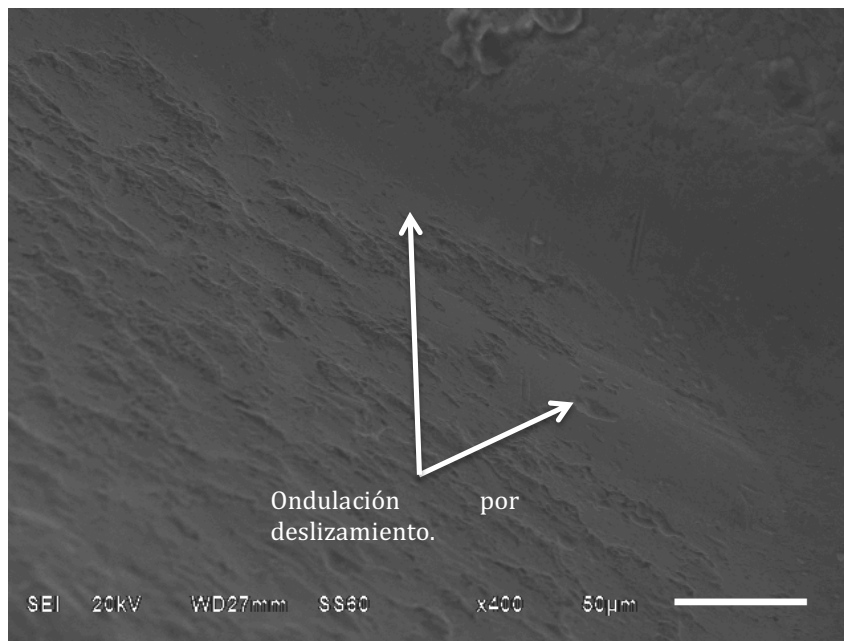


Figura 33. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared mesio-incisal del bracket 22 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.

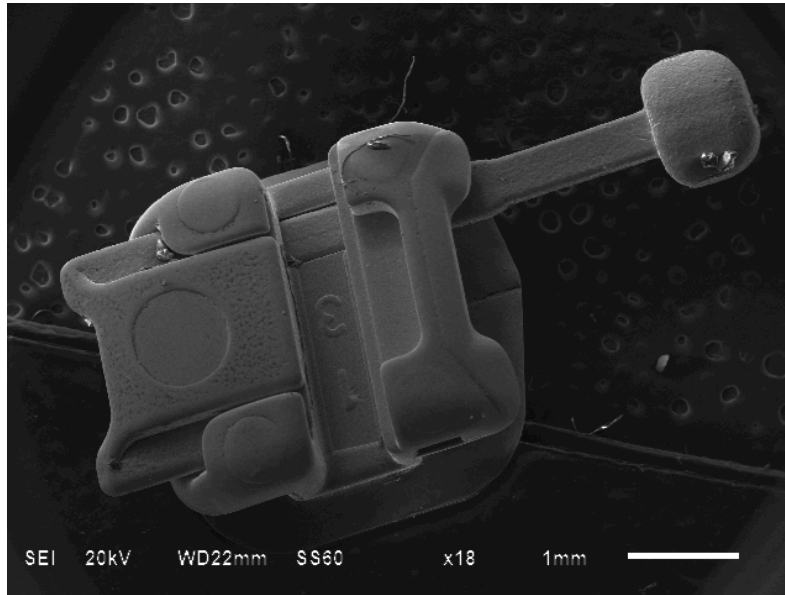


Figura 34. Toma frontal del bracket del órgano dentario 13.

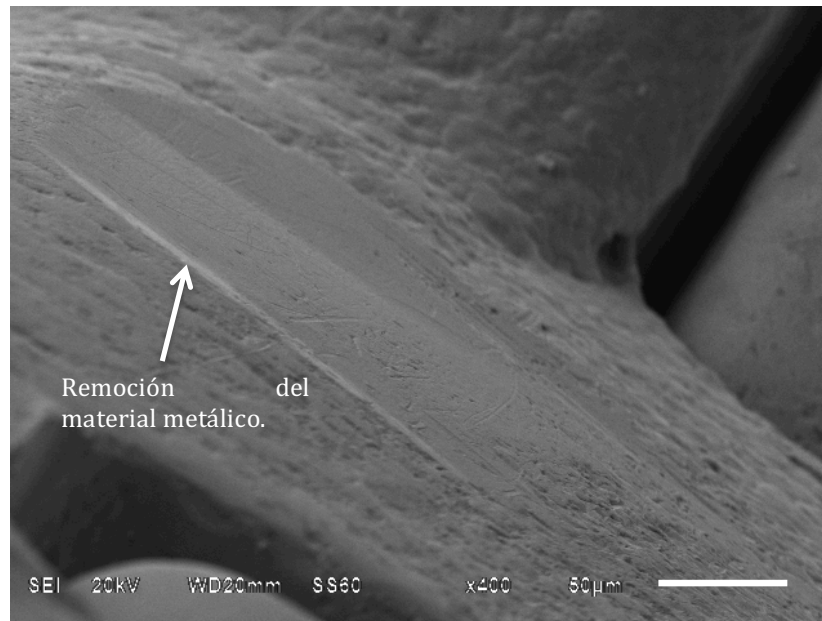


Figura 35. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared distal del bracket 13 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.

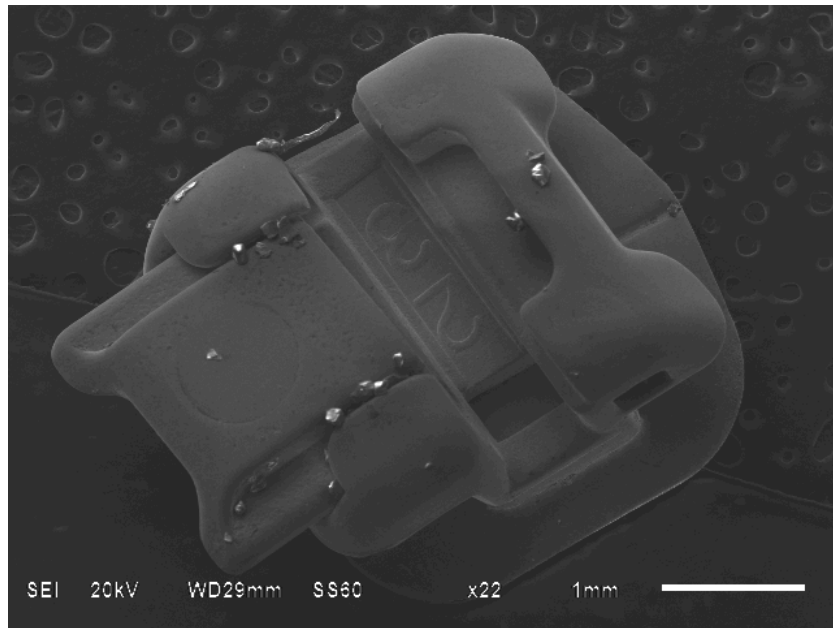


Figura 36. Toma frontal del bracket del órgano dentario 23.

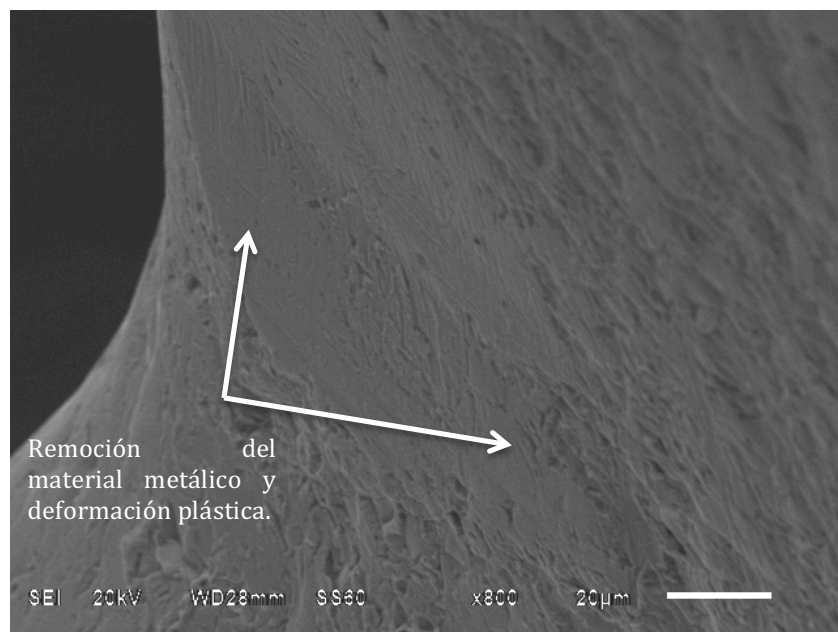


Figura 37. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x800 en la pared mesio-gingival del bracket 23 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.

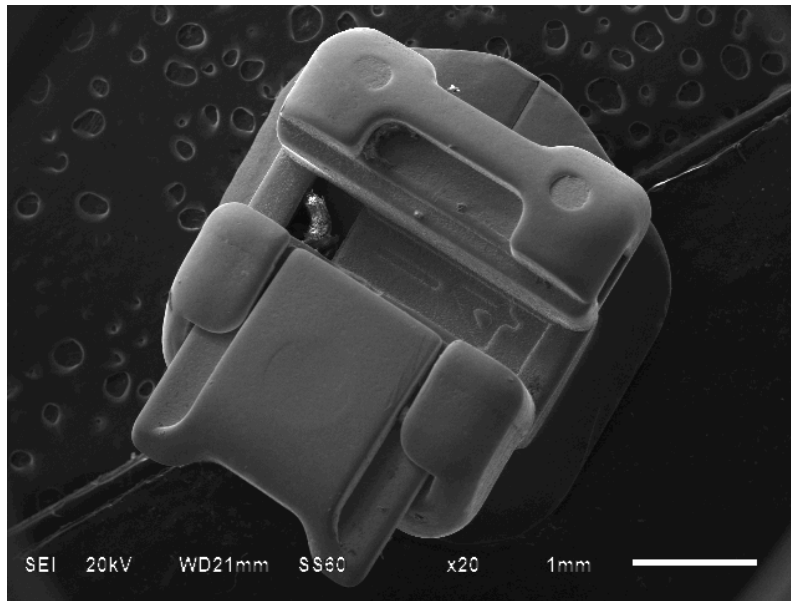


Figura 38. Toma frontal del bracket del órgano dentario 14.

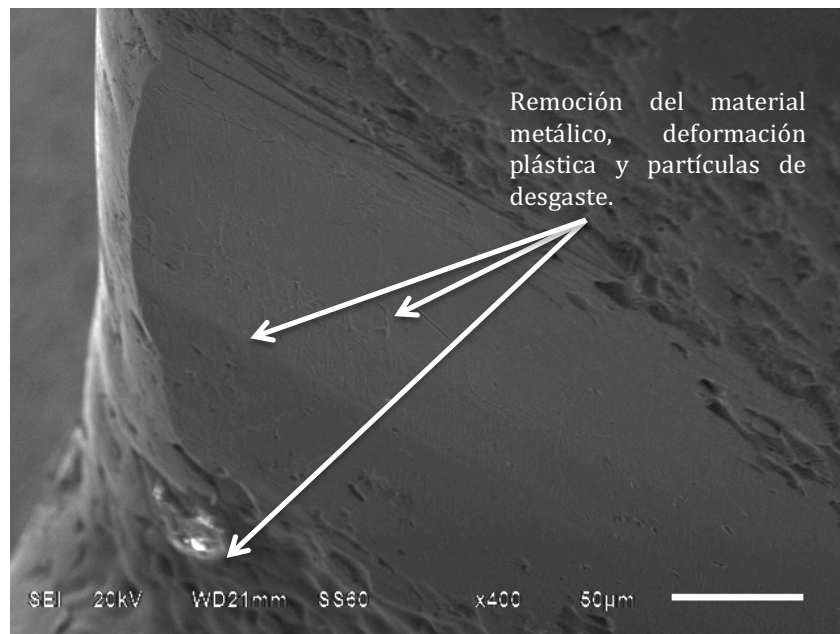


Figura 39. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared disto-gingival del bracket 14 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.

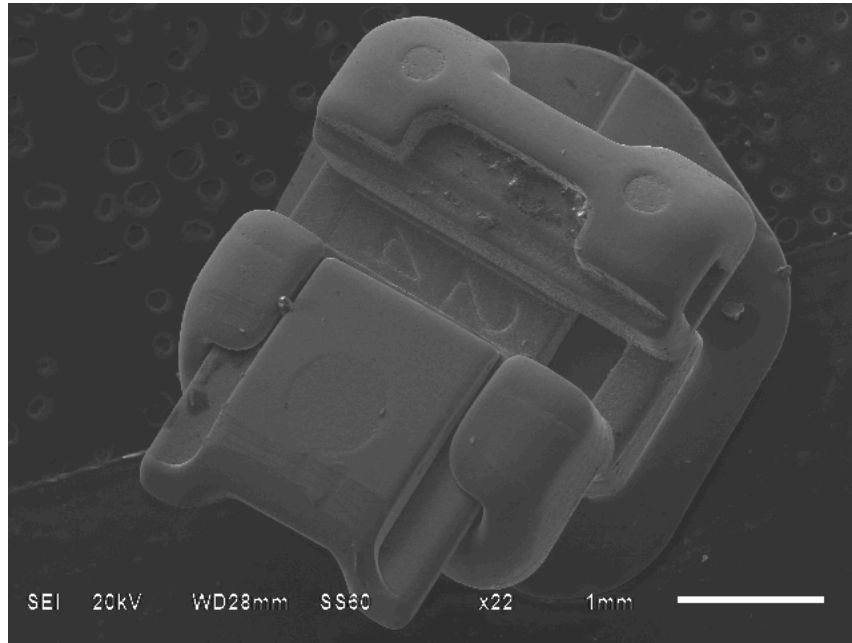


Figura 40. Toma frontal del bracket del órgano dentario 14.

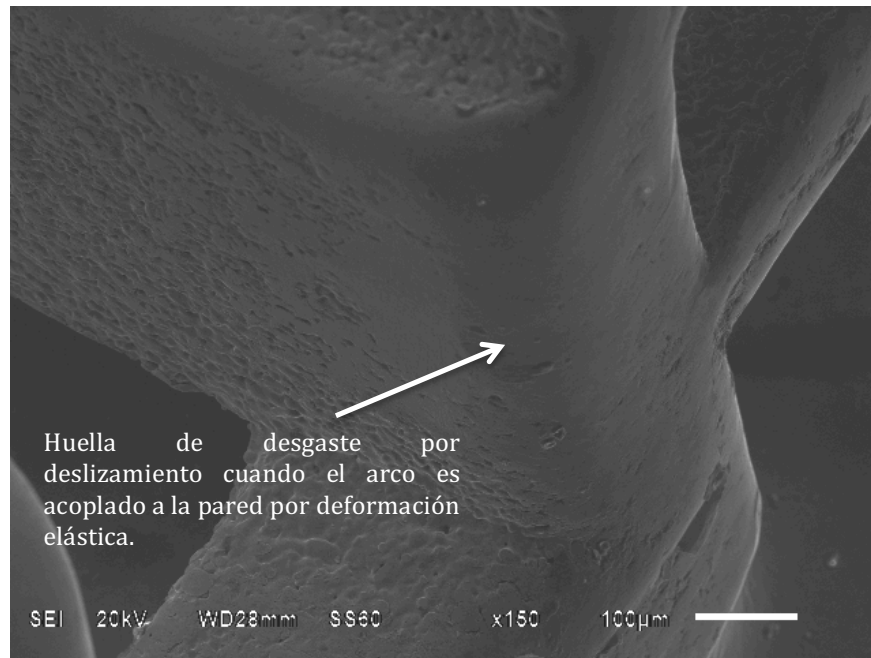


Figura 41. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x150 en la pared disto-gingival del bracket 24 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 pulgadas.

Micrografías de los brackets Damon Q utilizados con arcos Cu NiTi Damon 0.014 y 0.014 x 0.025.

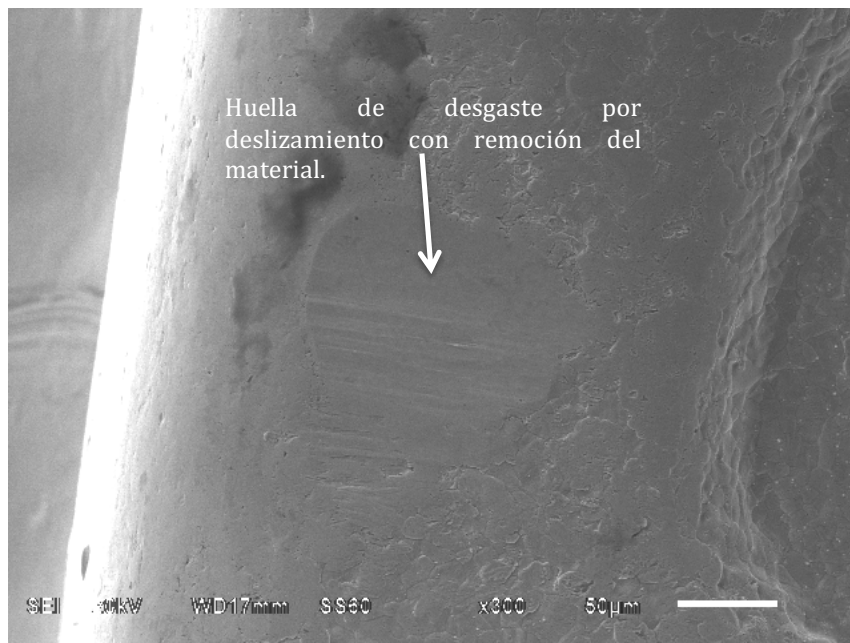


Figura 42. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada en la pared distal del bracket 11 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas. Huella de desgaste por deslizamiento con remoción del material.

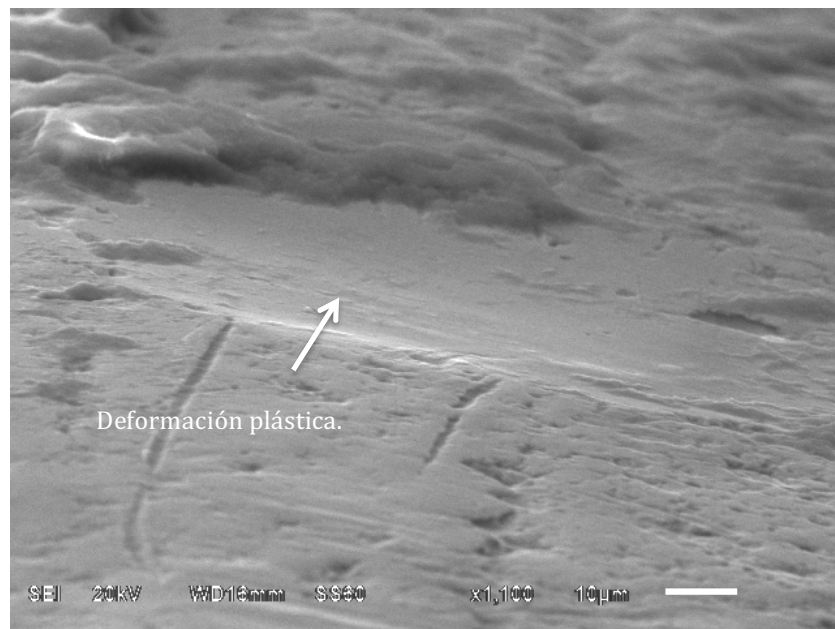


Figura 43. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x1.100 en la pared del borde inciso-distal del bracket 12 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas.

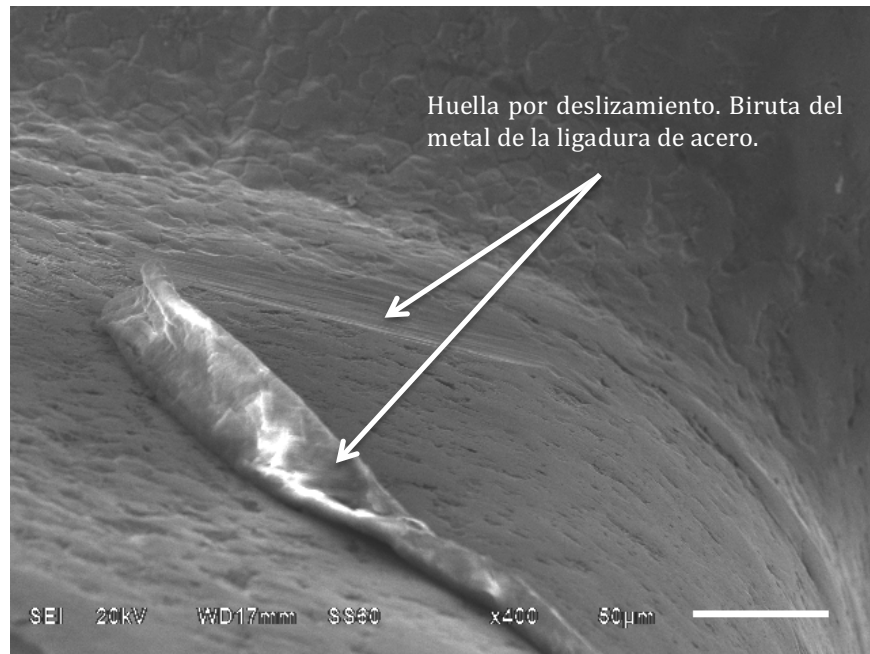


Figura 44. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared del borde mesio-gingival del bracket 13 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas.

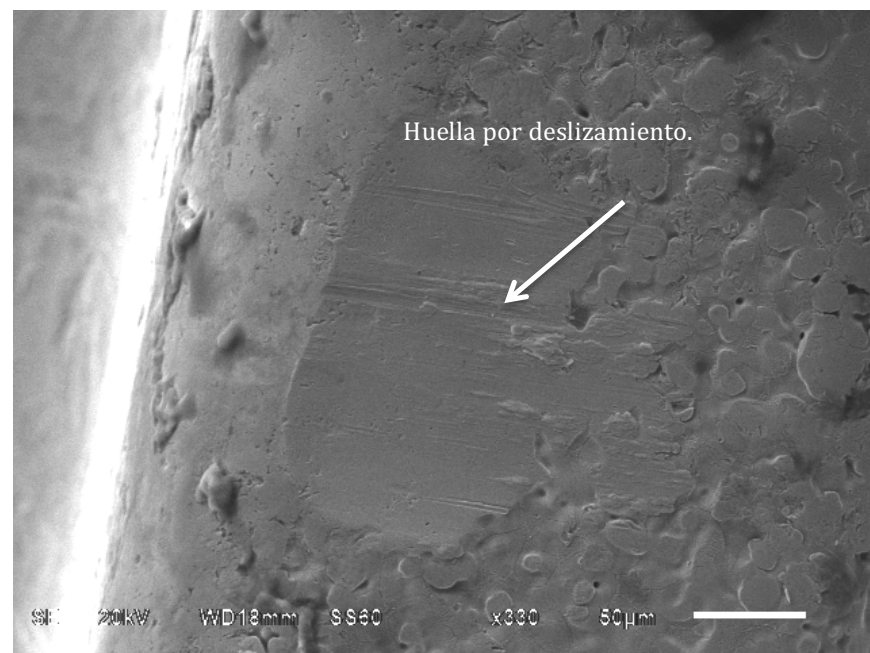


Figura 45. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x330 en la pared del borde distal del bracket 14 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas.

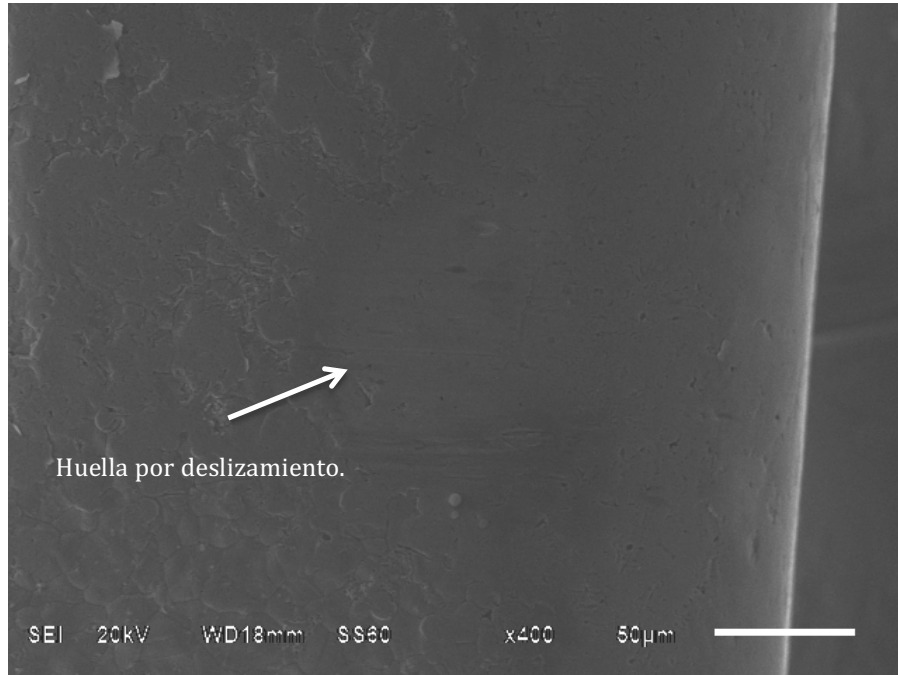


Figura 46. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared del borde distal del bracket 21 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas. Huella de desgaste por deslizamiento

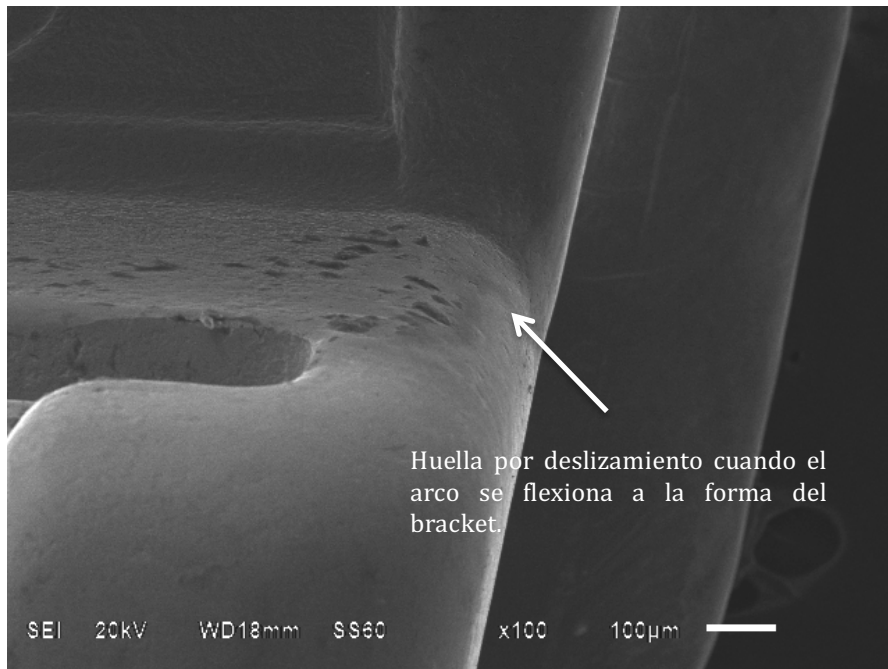


Figura 47. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x100 en la pared del borde distal del bracket 22 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas.

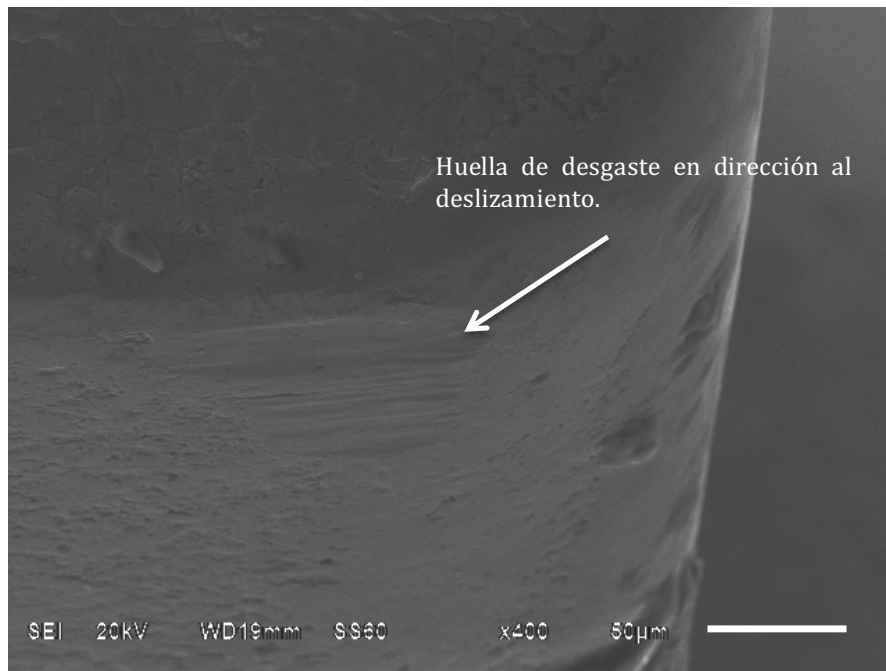


Figura 48. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x400 en la pared del borde disto-gingival del bracket 23 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas.

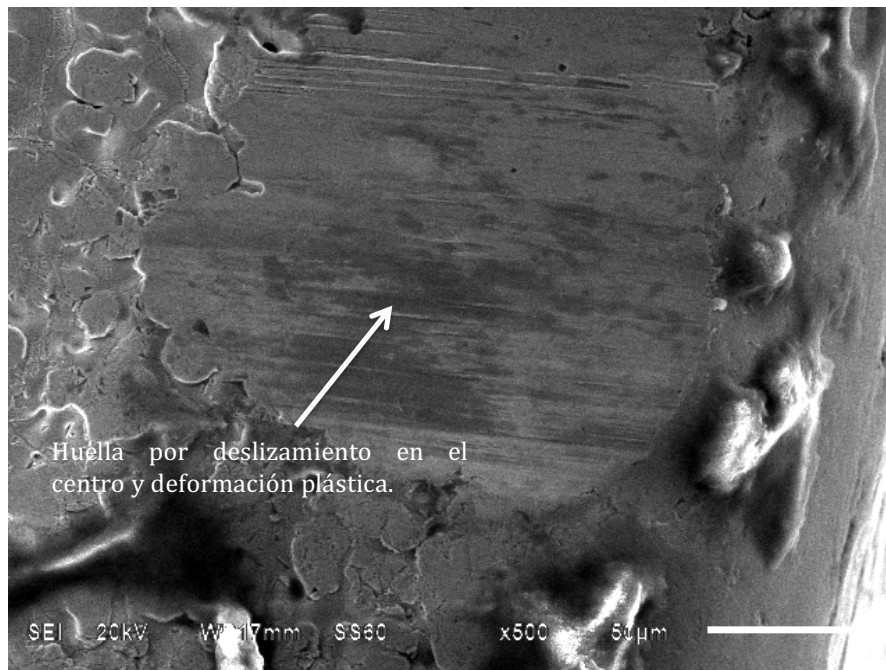


Figura 49. Huella de desgaste por deslizamiento encontrada a x500 en la pared del borde distal del bracket 24 a x500 utilizado con un arco Cu NiTi 0.014 x 0.025 pulgadas.

5.2 Análisis de Resultados

En los resultados que se obtuvieron con estas pruebas se indica con claridad que existen huellas de desgaste por deslizamiento longitudinal durante la etapa de alineación en un tratamiento de ortodoncia. A pesar de la holgura que tiene el arco en la ranura, el apiñamiento inicial ocasiona angulaciones entre los brackets que generan resistencia al deslizamiento del arco y por lo tanto desgaste en las paredes de la ranura con las cuales existe contacto arco-ranura.

Se determinó que la combinación que menor resistencia al deslizamiento en promedió, fue la del modelo con una arcada alineada con arco termoactivo Cu NiTi Damon 0.014 x 0.025 en condición húmeda, además, esta combinación fue la que presentó la mínima resistencia al deslizamiento, la máxima resistencia fue presentada por la combinación en condición húmeda de arcada simulando apiñamiento y arco termoactivo Cu NiTi Damon 0.014.

El incremento de fuerza aplicada a la tracción sobre el arco tiene un pico de deslizamiento que va decreciendo hasta mantenerse estable una vez que el apiñamiento se disuelve.

De esta forma se infiere que el desgaste producido por los arcos de etapa inicial, ocasiona un incremento en el tamaño de la ranura que afecta directamente a las etapas posteriores, en las cuales, se necesita “llenar” la ranura con arcos rectangulares.

5.3 Discusión

Diferentes factores, como las distintas angulaciones causadas por el apiñamiento dentario pueden influir en el tiempo y eficiencia en las diferentes etapas del tratamiento de ortodoncia.

Los resultados obtenidos en este estudio concuerdan con los obtenidos por Goldie Songra et al. (2013), en el que determinan que a mayor apiñamiento existe mayor presión de contacto entre bracket y arco por lo que el apiñamiento se disuelve de una manera más rápida.

En estudios previos de R. Kusy durante 2 décadas aproximadamente, destaca que existe resistencia al deslizamiento en cualquier combinación de bracket-arco y que la presencia de saliva no disminuye significativamente la resistencia, por tal motivo, los resultados obtenidos en este estudio son similares a los expuestos por Kusy.

Por su parte, Francisco Vale (2016) realizó un estudio en el cual combinó diferentes angulaciones de los brackets con diferentes calibres de arcos, concluyendo que el bracket Damon tiene menor fricción en arcos redondos en comparación con los diferentes tipos de brackets y según los resultados obtenidos en esta investigación, la resistencia al deslizamiento es relativamente baja, concordando con su estudio.

También Clarice Nishio (2004) estudió el deslizamiento lineal con angulaciones similares a este estudio, y los resultados obtenidos tanto en su investigación como en esta, son similares, concluyendo que a mayor inclinación de los brackets, se incrementan los puntos de contacto y aumenta la fricción; esta información es similar a los datos obtenidos por Meir Redlich y Sennay Stefanos, que argumentan que los brackets de autoligado pasivo, disminuyen la fricción en las etapas iniciales de tratamiento con arcos redondos y ligeros.

Por otro lado, Pandhraig S. Fleming y Kevin O'Brien (2013) realizaron una revisión sistemática que está en discordancia con los resultados obtenidos por los autores antes mencionados, poniendo de relieve la divergencia de opiniones entre los estudios *in vitro* y la realidad clínica y por lo tanto, este estudio discrepa con la información que ellos recopilaron.

5.4 Conclusiones

Existe resistencia al deslizamiento en las etapas iniciales del tratamiento de ortodoncia por las condiciones de apiñamiento que se presentan en algunos de los casos, lo cual genera huellas de desgaste tanto en el bracket, como en el arco, lo que sugiere que podría causar una disminución en la eficiencia de los aparatos ortodóncicos en las etapas medias y finales del tratamiento.

Se sugiere realizar un estudio *in vivo* para comparar los resultados con esta investigación para darle mayor fuerza.

Se concluye también que en las etapas iniciales del tratamiento, al existir mayor apiñamiento en algunos casos, se incrementará la resistencia al deslizamiento por la disminución de la distancia interbracket, sumado a las diferentes angulaciones que se pueden generar por las rotaciones de los órganos dentarios.

Es de suma importancia para el ortodoncista, conocer las repercusiones que suceden en el bracket durante el tratamiento para tener un mejor control en las distintas etapas y así, conseguir resultados satisfactorios.

Entre un ambiente húmedo y un ambiente seco, no existe una diferencia estadísticamente significativa en este estudio.

Referencias

- ¹ M. Mathew, M. Stack, B. Matijevic, L. Rocha, E. Ariza. Micro-abrasion resistance of thermochemically treated steels in aqueous solutions: Mechanisms, maps, materials selection. *Tribology International*. 2008; 41: pp. 141 – 149.
- ² F. Silva, R. Casais, R. Martinho, A. Baptista. Role of abrasive material on micro-abrasion wear test. *Wear*. 2011; 271: pp. 2632 – 2639.
- ³ M.Gee, A. Gant, I. Hutchings, R. Bethke, K. Schiffman, K. Van Acker, S. Poulat, Y. Gachon, J.Von Stebut, Progress towards standardisation of ball cratering. *Wear*. 2003; 255: pp. 1 – 13.
- ⁴ S. Sharifi , M. Stack, L. Stephen, Wang-LongLi, Moo-ChinWang. Micro-abrasion of Y-TZP in tea. *Wear*. 2013; 297: pp. 713 – 721.
- ⁵ D. Sun, J. Wharton, R. Wood. Micro-abrasion mechanisms of cast CoCrMo in simulated body fluids. *Wear*. 2009; 267: pp. 1845 – 1855.
- ⁶ F. Khant, W. Young, T. Daley. Dental erosion and bruxism ,A tooth wear analysis from South East Queen Island Australian. *Dental Journal*. 1998; 43 (2): pp. 117 - 27.
- ⁷ S. Sadique, S. Ramakrishna, A. Batchelor, C. Bing. *In vitro* frictional behavior and wear pattern between contemporary and aesthetic composite orthodontic bracket and archwire. *Wear*. 2006; 261: pp. 1121 – 1139.
- ⁸ G. Cordasco, G. Farronato, F. Festa, R. Nucera, E. Parazzoli, G. Batista. *In vitro* evaluation of the frictional forces between brackets and archwire with three passive self-ligating brackets. *Eur J of Orthod*. 2009; 31: pp. 643 – 646.
- ⁹ S. Ehsani, M. Mandich, T. El-Bialy, C. Flores. Frictional Resistance in Self-Ligating Orthodontic Brackets and Conventionally Ligated Brackets. A Systematic Review. *Angle Orthod*. 2009; 79 (3): pp. 592 – 601.
- ¹⁰ Z. Fourie, M. Ozcan, A. Sandham. Effect of dental arch convexity and type of archwire on frictional forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009; 136, (1): pp. 14e1-14e7.
- ¹¹ G. Matarese, R. Nucera, A. Militi, M. Mazza, M. Portelli, F. Festa, G. Cordasco. Evaluation of frictional forces during dental alignment: An experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008, 133, (5): pp. 708-715.
- ¹² S. Akaike, D. Kobayashi, Y. Aono, M. Hiratsuka, A. Hirata, T. Hayakawa, Y. Nakamura. Relationship between static friction and surface wettability of orthodontic brackets coated with diamond-like carbon (DLC), fluorine- or silicone-doped DLC coatings. *Diamon and Related Materials*. 2016; 61: pp. 109-114.
- ¹³ P. Shivapuja, J. Berger. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994; 106: pp. 472 – 480.
- ¹⁴ G Thorsteson, R. Kusy. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002; 122 (3): pp. 295 - 305
- ¹⁵ C. Frank, R. Nikolai. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1980; 78 (6): pp. 593-609.
- ¹⁶ S. Stefanos, A. Secchi, G. Coby, N. Tanna, F. Mante. Friction between various self-ligating brackets and archwire couples during sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010; 138 (4): pp. 463-467.
- ¹⁷ S. Henao, R. Kusy. Evaluation of the Frictional Resistance of Conventional and Self-Ligating Bracket Desings Using Standaridized Archwires and Dental Typodonts. *Angle Orthod*. 2004; 74 (2): pp. 202 – 211.
- ¹⁸ S. Tecco, D. Di Iorio, G. Cordasco, I. Verrocchi, F. Festa. An *in vitro* investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. *Eur J Orthod*. 2007; 29: pp. 390-397.
- ¹⁹ R. Kusy, J. Whitley, M. Prewitt. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod*. 1991; 61 (4): pp. 293-302.
- ²⁰ A. Downing, J. McCabe, P. Gordon. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic bracket and archwire. *Br J Orthod*. 1995; 22 (1): pp. 41-46.

- ²¹ R. Ogata, R. Nanda, M. Duncanson, P. Sinha, G. Currier. Frictional resistances in stainless bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 109 (5): pp. 535-542.
- ²² T. Graber. *ORTODONCIA. Teoría y Práctica.* 3ra. Ed. Nueva Editorial Interamericana. México D.F. 1972. Cap. 11: pp. 497 – 574.
- ²³ W. Proffit. *Ortodoncia Contemporánea.* 4ta. Ed. Mosby, Inc. Elsevier. Barcelona, España. 2008. Cap. 11: pp. 395 – 430.
- ²⁴ D. Mahony. Como fuimos de allá para acá y de aquí para allá. De Angle a Damon un siglo de historia. *Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatría.* 2007; pp. 1 - 14.
- ²⁵ S. Chaconas. *Ortodoncia.* Ed. El Manual Moderno. México, D.F. 1998; Cap 5: pp. 113 – 161.
- ²⁶ E. Angle. Evolution of Orthodontia – Recent Developments. *Original Communications. The Dental Cosmos.* 1912; 54 (8): pp. 853 – 867.
- ²⁷ E. Angle. Some new forms of Orthodontics Mechanism, and the Reason for Their Introduction. *The Dental Cosmos.* 1916; 58 (3): pp. 969 – 994.
- ²⁸ H. Lerner. TÉCNICAS DE COMBINACIÓN EN ORTODONCIA. RESEÑA HISTÓRICA. ÚLTIMOS AVANCES. *Acta Odontológica Venezolana.* 1999; 37 (3).
- ²⁹ R. Medellín. TÉCNICA DE ARCO RECTO DIFERENCIAL TIP-EDGE, UNA NUEVA ALTERNATIVA DE TRATAMIENTO EN ORTODONCIA FIJA. *Revista Especializada en Ciencias de la Salud.* 2000; 3: pp. 25 – 31.
- ³⁰ E. Angle. The Latest and Best in Orthodontic Mechanism. *The Dental Cosmos.* 1928; 70 (2): pp. 1143 – 1158.
- ³¹ R. Ricketts, R. Bench, C. Gugino, J. Hilgers, R. Schulnof. *Técnica Bioprogresiva de Ricketts.* Editorial Panamericana. Buenos Aires. 1983: pp. 213 – 126.
- ³² J. Canut. *Ortodoncia Clínica.* 1ª Ed. Mallorca, España. 1989. Cap. 19: pp. 299 – 321.
- ³³ J. Canut. Panorama de la Ortodoncia: Biografía Singular del Bracket ideal. *Rev. Esp. Ortod.* 1999; 2: pp. 149 – 151.
- ³⁴ R. Holdaway. Bracket angulation as applied to the edgewise appliance. *Angle Orthod.* 1952; 22: pp. 227 – 236.
- ³⁵ L. Andrews. *Straight wire, The Concept and Appliance.* San Diego. 1989: L.A. Wells Company.
- ³⁶ W. Magness. The Straight-Wire concept. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1978; 73 (5): pp. 541 – 550.
- ³⁷ J. Jarabak, J. Frizzell. *Technique and treatment with the light-wire appliance.* Saint Louis: CV Mosby; 1963.
- ³⁸ J. Stifter. *Straight-Wire, the concept and the appliance.* San Diego, CA: LA Wells Co. 1989: Cap. 8.
- ³⁹ C. Ventureira. Prescripción variable en ortodoncia: lo que todo ortodoncista debería conocer. *Rev. Esp. Ortod.* 2010; 40: pp. 1 – 16.
- ⁴⁰ L. Andrews. Lawrence F. Andrews. DD son the straight-wire appliance. Interview by Dr. White. *J. Clin Orthod.* 1990; 24 (8): pp. 493 – 500.
- ⁴¹ L. Andrews. The Six Keys to Normal Occlusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1972; 62 (2): pp. 296 – 309.
- ⁴² L. Andrews. The Diagnosis System: occlusal analysis. *Dental Clinics os North America.* 1976; 20 (4).
- ⁴³ R. Roth. The Straight-Wire appliance 17 years later. *J. CLin Orthod.* 1987; 21 (9): pp. 632 – 642.
- ⁴⁴ R. McLaughlin, J. Bennett, H. Trevisi. *Mecánica Sistematizada del Tratamiento Ortodóncico.* El Sevier Science. Madrid, España. 2002. Cap. 1 y 2.
- ⁴⁵ P. Kesling. Dynamic of the Tip-Edge. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989; 96: pp. 16 - 25
- ⁴⁶ T. Rocke. Employing Tip-Edge brackets on canines to simplify straight-wire mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994; 106: pp. 346 – 350.
- ⁴⁷ P. Kesling, T. Rocke, K. Kesling. Treatment with Tip-Edge brackets and differential tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991; 99: pp. 387 – 401.
- ⁴⁸ M. Hania, A. Dhopatkarb, P. Rockc. A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 130 (5): pp. 666 – 670.
- ⁴⁹ D. De Franco, R. Spiller, J. Von Fraunhofer. Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. *The Angle ORthod;* 1995 (1): pp. 63 – 72.

- ⁵⁰ L. Camargo, S. García, A. Peláez, C. García, G. Obeti. Friction during canine retraction in orthodontist: literature review. Rev CES Odontod. 2007; 20 (2): pp. 57 – 63.
- ⁵¹ M. Juneja, G. Shivaprakash, C. Chopra, P. kambalyal. Comparative evaluation of anchorage loss between self-ligating appliance and Conventional pre-adjusted edgewise appliance using sliding mechanics – A retrospective study. Medical Journal Armed Forces India. 2015; 71 (2): pp. S362 - S368.
- ⁵² N. Harradine. Self-ligating brackets: where are we now? J Orthod. 2003; 30: pp. 262 - 273.
- ⁵³ Distintos de brackets de autoligado activo y pasivo. Catálogo Ormco. <http://www.ormco.com/products/damon-system/> visitada el: 20 de Noviembre de 2016
- ⁵⁴ N. Harradine. Self-ligating brackets increase treatment efficiency. Am Journal of Ortho and Dentofacial Orthopedics. 2013; 143 (1): pp. 10 - 18.
- ⁵⁵ B. Khambay, D. Millett, S. McHugh. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. Eur J Orthod. 2004; 26: pp. 327 - 332.
- ⁵⁶ V. Cacciafesta, M. Sfondrini, A. Ricciardi, A. Scribante, C. Klersy, F. Auricchio. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. Am Journal of Ortho and Dentofacial Orthopedics. 2003; 124: pp. 395 - 402.
- ⁵⁷ H. Griffiths, M. Sherriff, A. Ireland. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. Am Journal of Ortho and Dentofacial Orthopedics. 2005; 127: pp. 670 - 675.
- ⁵⁸ S. Thomas, M. Sherriff, D. Birnie. A comparative *in vitro* study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. Eur J Orthod. 1998; 20: pp. 589 - 596.
- ⁵⁹ M. Hain, A. Dhopatkar, P. Rock. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. Am Journal of Ortho and Dentofacial Orthopedics. 2003; 123: pp. 416 - 422.
- ⁶⁰ L. Pizzoni, G. Raynholt, B. Melsen. Frictional forces related to self-ligating brackets. Eur J Orthod. 1998; 20: pp. 283 – 291.
- ⁶¹ N. Pandis, T. Eliades, S. Partowi, C. Bourauel. Forces exerted by conventional and self-ligating brackets during simulated first- and second-order correction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 133 (5): pp. 738 – 742.
- ⁶² D. Birnie. The Damon Passive Self-Ligating Appliance System. Seminars in Orthodontics. 2008; 14 (1): pp 19 – 35.
- ⁶³ L. Pérez, E. Reytor. Soportes de autoligado en Ortodoncia. Revisión Bibliográfica. Gaceta Médica Espirituana. 2013; 15 (1): pp. 1 – 11.
- ⁶⁴ T. Major, J. Carey, D Nabes, P. Major. Orthodontic Bracket Manufacturing Tolerances and Dimensional Differences between Select Self-Ligating Brackets. J. Dent Biomech. 2010; 2010: pp. 1 – 6.
- ⁶⁵ C. Giaimo, P. Cadavid, A. Cerón, S. Ríos. CONCEPTOS BIOLÓGICOS Y FARMACOLÓGICOS DEL MOVIMIENTO ORTODÓNCICO. ARTÍCULO DE REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA. Revista CES Odontología. 1998; 11 (2): pp. 40 - 53.
- ⁶⁶ L. Bolamperti, P. Montanari, L. Leurini, A. Macchi, A. Tagliabue, A. Caprioglio. Tissue response during self-ligating treatment. Progress in Orthodontics. 2012; 13 (2): pp. 109 - 116.
- ⁶⁷ M. Schemel, A. Cabrera. Fisiología periodontal del movimiento dentario durante el tratamiento ortodóncico. Acta Venezolana Odontológica. 2010; 48 (3): pp. 1 – 7.
- ⁶⁸ A. Tsuge, K. Noda, Y. Nakamura. Early tissue reaction in the tension zone of PDL during orthodontic tooth movement. Archives of Oral Biology. 2016; 65: pp. 17 - 25.
- ⁶⁹ M. Alikhani, S. Alansari, C. Sangsuwon, Y. Lee, M. Alikhani, E. Khoo, C. Teixeira. Chapter 58. Biological Mechanisms to Accelerate Tooth Movement. Stem Cell Biology and Tissue Engineering in Dental Sciences. 2015: pp. 787 - 798.
- ⁷⁰ P. Fleming, K. O'Brien. Self-ligating brackets do not increase treatment efficiency. Am Journal of Ortho and Dentofacial Orthopedics. 2013; 143: pp. 11 - 19.
- ⁷¹ M. Montasser, T. El-Bialy, L. Keilig, S. Reimann, A. Jäger, C. Bourauel. Force level in complex tooth alignment with conventional and self-ligating brackets. Am Journal of Ortho and Dentofacial Orthopedics. 2013; 143: pp. 507 - 514.

-
- ⁷² F. Vale, L. Maló, F. Caramelo, J. Ramos, J. Cavaleiro. Dynamic behavior and surface characteristics of conventional and self-ligating brackets. REV PORT ESTOMATOL MED DENT CIR MAXILOFAC. 2016; 57 (1): pp. 1 – 8.
- ⁷³ M. Krishnan, S Kalathil, K. Abraham. Comparative evaluation of frictional forces in active and passive self-ligating brackets with various archwire alloys. Am Journal of Ortho and Dentofacial Orthopedics. 2009; 136 (5): pp. 675 - 682.
- ⁷⁴ J. Velázquez, M. Cruz, M. Ruelas, F. Dipp, A. Dib, Z. Mendez. Analysis and simulation of heat transfer in human tooth during the curing of orthodontic appliance and food ingestion. ORIGINAL ARTICLE. APOS Trends in Orthodontics. 2016; 6 (3): pp. 137 – 146.
- ⁷⁵ R. Otaño. Manual Clínico de Ortodoncia. 2008. Cap. 14
- ⁷⁶ G. Uribe. Ortodoncia Teórica y Clínica. 2da. Edición. Corporación para investigaciones biológicas. Medellín, Colombia. Cap. 23.
- ⁷⁷ S. Bishara. Ortodoncia. McGraw.Hill Interamericana. México D. F. 2001. Cap. 14: pp. 202 – 225.
- ⁷⁸ J. Wilkinson. Some metallurgical aspects of orthodontic stainless steel. Am J Orthod. 1962; 48 (3): pp. 192 – 206.
- ⁷⁹ Visto el 21/11/2016. Disponible en: <http://www.rmo.mx/catalogo/item/elgiloy>
- ⁸⁰ H. Hussain, S. Ajith, P. Goel. Nickel release from stainless steel and Nickel titanium archwires – An *in vitro* study. Journal of Oral Biology and Craniofacial Reserch. 2016; 6 (3): pp. 213 – 218.
- ⁸¹ J. Briceño, A. Romeu, E. Espinar, J. Llamas, F. Gil. Influence of the microstructure on electrochemical corrosion and nickel release in NiTi orthodontic archwires. Materials Science and Engineering: C. 2013; 33 (8): pp. 4989 – 4993.
- ⁸² A. Jabur, J. Al-Haidary, E. Al-Hasani. Caracterizacion of Ni-Ti shape memory alloys prepared by powder metallurgy. Jorunal of Alloys and Compounds. 2013; 578: pp. 136 – 142.
- ⁸³ A. Ohara. Clinical importance of austenitic final point in the selection of nickel-titanium alloys for application in orthodontic-use arches. Revista Odontológica Mexicana. 2016; 20 (3): pp. e162 – e169.
- ⁸⁴ M. Iijima, W. Brantley, I. Kawashima, H. Ohno, W. Guo, Y. Yonekura, I. Mizoguchi. Micro.X-ray diffraction observation of nickel-titanium orthodontic wires in simulated oral environment. Biomaterials. 2004; 25 (1): pp. 171 – 176.
- ⁸⁵ Y. Okamoto, H. Hamanaka, F. Miura, H. Tamura, H. Horikawa. Reversible changes in yield stress and transformation temperatura of a NiTi alloy by alternate heat treatments. Scripta Metallurgica. 1988; 22 (4): pp. 517 – 520.
- ⁸⁶ Arcos NiTi superflexibles utilizados en las primeras etapas de tratamiento. Manuel Alejandro Ruelas Oronia. 2016
- ⁸⁷ R. Kusy. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. The Angle Orthodontist. 1997; 67(3): pp. 197 – 207.
- ⁸⁸ R. Kusy. Nitinol alloys: so, who's on first?. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991; 100 (3): pp. 25A – 26A.
- ⁸⁹ P. Sandoval, A. Lara, C. Minte, P. Gutiérrez. Characterization of NiTiCu Wires for Orthodontic Use. A Case Report. Int. J. Odontostomat. 2012; 6 (1): pp. 65 – 70.
- ⁹⁰ G. Pan, C. Balagna, L. Martino, J. Pan, S. Spriano. Microstructure and transformation temperaturas in rapid solidified Ni-Ti alloys. Part II: The effect of copper addition. Journal of Alloys and Compounds. 2014; 589: pp. 633 – 642.
- ⁹¹ S. Seyyed, M. Nili, H. Shahmir, F. Naghdi, Sh. Raygan. Study of thermomechanical treatment on mechanical-induced phase transformation of NiTi and TiNiCu wires. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2013; 21: pp. 32 – 36.
- ⁹² Arco Cu NiTi 0.014 pulgadas en etapa de alineación con una deflexión de 90° grados entre los órganos dentarios 11 y 21. Manuel Alejandro Ruelas Oronia. 2016
- ⁹³ Arco Cu NiTi 0.014 pulgadas, 7 días después de su colocación con una notoria reducción en su deflexión inicial entre los órganos dentarios 11 y 21. Manuel Alejandro Ruelas Oronia. 2016
- ⁹⁴ Arco Cu NiTi 0.014 pulgadas, 30 días después de su colocación inicial con una deflexión nula entre los órganos dentarios 11 y 21. Manuel Alejandro Ruelas Oronia. 2016

⁹⁵ A. Dridi, W. Bensalah, S. Mezlini, S. Tobji, M. Zidi. Influence of bio-lubricants on the orthodontic friction. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016; 60: pp 1 – 7.

⁹⁶ T. Kim, K. Kim, S. Baek. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; 133 (2): pp. e15 – e24.

⁹⁷ L. Franchi, T. Baccetti, M. Camporesi, E. Barbato. Forces released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; 133: pp. 87 – 90.

⁹⁸ G. Thorstenson, R. Kusy. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001; 120: pp. 361 – 70.