



**BENEMÉRITA UNIVERSIDAD
AUTÓNOMA DE PUEBLA**

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

***“Caracterización de fricción rotacional en brackets
de autoligado (Damon Q®)”***

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

**MAESTRO EN CIENCIAS EN ESTOMATOLOGÍA TERMINAL
ORTODONCIA**

Presenta:

C.D. Jorge Velázquez López

Director de Tesis:

M.O. Farid Alonso Dipp Velázquez

Asesor:

Dr. Marco Antonio Cruz Gómez



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Carta de cesión de derechos

El que suscribe C.D Jorge Velázquez López, mediante dirección del M.O. Farid Alfonso Dipp Velázquez y Dr. Marco Antonio Cruz Gómez autor del trabajo escrito de evaluación profesiones en la opción de Maestría en Ciencias en Estomatología Terminal Ortodoncia, por medio de la presente con fundamento en lo dispuesto en los artículos 5, 18, 24, 25, 27, 30, 32 y 148 de la Ley Federal de Derechos de Autor; manifiesto mi autoría y originalidad de la obra mencionada que se presentó en Heroica Puebla de Zaragoza para ser evaluada con el fin de obtener el Título Profesional de Maestro en Ciencias en Estomatología Terminal Ortodoncia.

Así mismo expreso mi conformidad de ceder los derechos de reproducción, difusión y circulación de esta obra a la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla; se podrá realizar a nivel nacional e internacional, de manera parcial o total a través de cualquier medio de información que sea susceptible para ello, en una o varias ocasiones, así como en cualquier soporte documental, todo ello siempre y cuando sus fines sean académicos, humanísticos, tecnológicos, históricos, sociales, científicos y otra manifestación de la cultura.

Por lo que el autor da su consentimiento para la publicación de su trabajo escrito de evaluación profesional en texto completo, por capítulos, portada y contenido.

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

C.D. Jorge Velázquez López

Índice

Carta de cesión de derechos.....	i
Índice.....	ii
Índice de figuras.....	iv
Índice de tablas.....	iv
Glosario.....	vi
Abreviaturas.....	vii
Resumen.....	viii
Abstract.....	ix
Introducción.....	x
Capítulo I.....	1
1. Movimiento dental bracket-arco-órgano dentario.....	1
1.1 Movimiento dental.....	1
1.2 Ligamento periodontal.....	2
1.2.1 Teoría piezoeléctrica.....	3
1.2.2 Teoría de la presión-tensión.....	4
1.2.3 Movimiento dental en el torque radicular.....	5
1.2.4 Expresión de torque.....	6
Capítulo II.....	8
2. Brackets de autoligado.....	8
2.1 Filosofía Damon.....	8
2.2 Aleaciones metalúrgicas.....	9
2.2.1 Inicios de la metalurgia en la ortodoncia.....	10
2.2.2 Aleaciones de NiTi.....	10
Capítulo III.....	13
3. Fricción.....	13
3.1 Abrasión.....	14
3.3 Desgaste.....	15
3.3.1 Desgaste abrasivo.....	16
3.3.2 Desgaste adhesivo.....	16
3.3.3 Desgaste por fatiga.....	17
3.3.4 Desgaste por mecanismos triboquímicos.....	17
3.4 La relación entre desgaste y fricción.....	17

Capítulo IV	19
4. Marco teórico	19
4.1 Justificación.....	19
4.2 Planteamiento del problema	19
4.3 Pregunta de investigación	20
4.4 Hipótesis.....	20
4.5 Objetivos	21
Capítulo VI	22
6. Materiales y Métodos.....	22
6.1 Diseño del estudio.....	22
6.2 Ubicación espacio-temporal	22
6.3 Población de estudio.....	22
6.4 Tamaño de la muestra.....	22
6.5 Criterios de selección.....	22
5.5.1 Inclusión	22
6.5.2 Exclusión	23
6.6 Definición de variables y escalas de medición.....	23
6.7 Recursos	23
6.7.1 Humanos	23
6.7.2 Materiales	24
6.8 Procedimiento	25
6.8.1 Obtención de muestras.....	25
6.8.2 Metodología de medición.....	26
6.8.3. Prueba estadística	27
Capítulo VI	28
6. Resultados.....	28
6.1 Resultados de torque de brackets nuevos	28
30	
6.2. Resultados de rotación de brackets nuevos.	31
6.3 Resultados de torque de brackets usados.....	34
6.4 Resultados de rotación de brackets usados.	37
6.5 Resultados de SEM	40
41	

Análisis de resultados.....	43
Discusión de resultados.....	47
Conclusiones	49
Referencias	51

Índice de figuras

Figura 1. <i>Representación del movimiento dental en un órgano dentario.</i>	1
Figura 2. <i>Periodonto</i>	2
Figura 3. <i>Comportamiento de la carga eléctrica</i>	3
Figura 4. <i>Representación del a) Torque positivo, b) Torque negativo.</i>	5
Figura 5. <i>Momento de flexión frente a la desviación</i>	12
Figura 6. <i>Descripción gráfica de los tipos de abrasión.</i>	14
Figura 7. <i>Representación gráfica de un atoramiento visto de forma transversal.</i>	15
Figura 8. <i>a) Contacto real, b) contacto aparente</i>	16
Figura 9. <i>Configuración del experimento.</i>	27
Figura 10. <i>Vista frontal del esquema de numeración de las paredes del bracket.</i>	40
Figura 11. <i>Micrografía del bracket 24.</i>	41
Figura 12. <i>Bracket 11 dañado en la pared posterior zona distal pared posterior.</i>	41
Figura 13. <i>Representación gráfica de un atoramiento visto de forma axial.</i>	48

Índice de tablas

Tabla 1. <i>Fuerza óptimas para la movilización ortodóncica.</i>	2
Tabla 2. <i>Juego de torque de diferentes medidas de arco y ranuras de bracket.</i>	6
Tabla 3. <i>Prescripción del Sistema Damon.</i>	9
Tabla 4. <i>Composición química del arco ss</i>	10
Tabla 5. <i>Composición química del arco CuNiTi (Ormco, Glendora, CAL, USA)</i>	12
Tabla 6. <i>Altura de colocación de brackets sugerida por el Manual de trabajo.</i>	25
Tabla 7. <i>Brackets analizados de configuración CuNiTi 35° 0.014 x 0.025-in.</i>	42
Tabla 8. <i>Brackets analizados de configuración 0.018 x 0.025-in CuNiTi 35°.</i>	42
Tabla 9. <i>Brackets analizados de configuración 0.019 x 0.025-in ss.</i>	43
Tabla 10. <i>Regresión lineal múltiple al rotar 5°</i>	43
Tabla 11. <i>Regresión lineal múltiple al rotar 10°</i>	44
Tabla 12. <i>Regresión lineal múltiple al rotar 15°</i>	44
Tabla 13. <i>Regresión lineal múltiple al rotar 20°</i>	45
Tabla 14. <i>Regresión lineal múltiple al rotar 25°</i>	45
Tabla 15. <i>Regresión lineal múltiple al rotar 30°</i>	45
Tabla 16. <i>Regresión lineal múltiple al rotar 35°</i>	46
Tabla 17. <i>Regresión lineal múltiple al rotar 40°</i>	46

Índice de gráficas

Gráfica 1. Resultado de torques obtenidos en la configuración de brackets nuevos con el arco 014 x 0.025-in CuNiTi 35° .	28
Gráfica 2. Resultado de torques obtenidos en la configuración de brackets nuevos con el arco 018 x 0.025-in CuNiTi 35° .	29
Gráfica 3. Resultado de torques obtenidos en la configuración de brackets nuevos con el arco 019 x 0.025-in ss. .	30
Gráfica 4. Resultados de rotación obtenidos de la configuración individual de brackets nuevos con el arco 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35° .	31
Gráfica 5. Resultados de rotación obtenidos de la configuración individual de brackets nuevos con el arco 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35° .	32
Gráfica 6. Resultados de rotación obtenidos de la configuración individual de brackets nuevos con el arco 0.019 x 0.025-in ss. .	33
Gráfica 7. Resultados de torques obtenido con brackets usados con la configuración 0.014 x 0.025 CuNiTi 35° .	34
Gráfica 8. Resultados de torques obtenido con brackets individuales usados con la configuración 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35° .	35
Gráfica 9. Resultados de torques obtenido con brackets individuales usados con la configuración 0.019 x 0.025-in ss. .	36
Gráfica 10. Resultados de rotaciones obtenidas con brackets individuales usados con la configuración 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35° .	37
Gráfica 11. Resultados de rotaciones obtenidas con brackets individuales usados con la configuración CuNiTi 35° 0.018 x 0.025-in. .	38
Gráfica 12. Resultados de rotaciones obtenidas con brackets individuales usados con la ss 0.019 x 0.025-in. .	39

Glosario

Símbolos matemáticos	Descripción	Unidades
N	Fuerza normal	Newton
Mm	Milímetro	mm
$-in$	(<i>inch</i>) Pulgada	-in
$^{\circ}$	Grados centígrados	$^{\circ}C$

Abreviaturas

Símbolos	Designación
<i>NiTi</i>	Níquel, Titanio
<i>NiTiCuCr</i>	Níquel, Titanio, Cobre, Cromo
<i>CuNiTi</i>	Cobre, Níquel, Titanio
LPO	Ligamento Periodontal
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
BET	<i>(Secondary electron analysis – topography)</i> Análisis Electrónico Topográfico

Resumen

La ortodoncia con arco de canto ha involucrado la colocación de arcos rectangulares dentro de ranuras rectangular. La rotación axial de este arco permite el movimiento radicular lingual o palatino y bucal, a este movimiento en la literatura ortodóncica se le conoce como torque. El contacto del arco sobre paredes del bracket permitirá la rotación adecuada de la raíz en el sentido deseado.

El desgaste y como afecta a la expresión del torque es un factor poco estudiado, sin embargo se conoce que una diferencia de 43μ en la altura de la ranura puede cambiar la expresión de torque por 4.7° , cifra suficiente para disminuir la expresión de torque 24.1 N-mm. De acuerdo a las cifras estudiadas, la reducción de esta fuerza puede cesar el movimiento de torque en los arcos utilizados para dar este movimiento.

Se realizaron pruebas para medir la rotación obtenida y la diferencia de fuerza en brackets nuevos y usados que fueron sometidos a cada una de las etapas de tratamiento de la filosofía Damon Q. Previa preparación de la prueba, se analizó el desgaste por medio de la microscopía electrónica de barrido para observar las paredes dañadas y cuantificar el daño. Se corrieron modelo de regresión lineal para valorar la relación de las variables independientes de la dependiente.

Se obtuvieron resultados positivos de relación del desgaste con la diferencia de fuerza principalmente en el arco 0.019×0.025 -in ss. Esto indica que el desgaste que sufre el bracket a través de todas las etapas anteriores es el que provoca la pérdida de torque en este arco debido al desgaste que sufre la ranura. Las pruebas reportaron diferentes cifras que especifican el bracket y la cantidad de fuerza perdida, así como de rotación aumentada.

Se realizan conclusiones en base a lo observado en los resultados de los análisis estadísticas, sin embargo, se debe tener precaución al momento de interpretar los resultados debido al reducido número de observaciones utilizadas para esta prueba.

Palabras clave

Desgaste, diferencia de fuerza, diferencia de rotación, expresión de torque, pérdida de torque, Damon Q, arco CuNiTi.

Abstract

The edgewise orthodontic treatment involves placing an archwire in a rectangular slot. The axial rotation of the archwire inside the slot creates a couple of forces that produce buccal or lingual root movement relative to the crown of the tooth. The contact of the archwire with the well preserved walls permits correct rotation of the root in the wanted direction.

Wear and its affections on torque expression lacks of literature, however it is known that a 43μ in the slot height could change the torque expression by 4.7° , enough to decrease torque expression by 24.1 N-mm. According to studied numbers, these reductions can cease the movement of torque expression in used arches for this purpose.

Tests were performed to measure difference in force and difference in rotation on used and new brackets. Used brackets complete each treatment stage of the Damon Q philosophy. Once the bracket was prepared, on scan electronic microscopy, the walls were analyzed to search for wear and quantify the damage. Lineal regression tests were performed in order to evaluate the relation between independent variables with the dependent variable.

Positives results were obtained by realizing test that has relation with the difference in force principally on the archwire 0.019 x 0.025-in ss. This indicates that wear suffered by the slot across all Damon Q treatment stages causes the torque loss. Probes reported several values that confirm torque loss and rotation gain in each bracket.

Conclusions are exposed according to results observed on statistics analysis due to the reduced observations used for this test.

Key words

Wear, force difference, rotation difference, torque expression, Damon Q, CuNiTi archwire, torque loss.

Introducción

El tratamiento de ortodoncia con el arco de canto involucra la colocación de arcos rectangulares en ranuras rectangulares. La rotación axial del arco en el bracket genera una cupla de fuerzas que produce movimiento radicular vestibular o lingual relativo a la corona del órgano dentario.¹

La expresión del torque es una función que involucra las propiedades del arco, las dimensiones de la ranura del bracket y el diseño del bracket, así como la dimensión del arco y los grados de rotación del arco respecto a la ranura del bracket.² En la literatura ortodóncica, a este tipo de movimiento se le llama “torque radicular” o movimiento de tercer orden. Además, los términos “torque” y “expresión de torque” se refieren al momento físico generado en el bracket en unidad de Newton milímetro (N-mm).³ El ángulo en grados que el arco es girado se llama “ángulo de giro” o “ángulo de torque”. La “posición cero” es la posición definida teniendo un ángulo de 0 donde el arco se debe girar en igual grados en la dirección de las paredes de la ranura.

El término “juego de torque” es el rango de ángulos en los cuales no existe expresión de torque.³ Aquí figura la fricción rotacional, únicamente existente cuando no hay “juego de torque” y el arco tiene fricción con las paredes de la ranura del bracket.

La inclinación labio lingual de los incisivos superiores e inferiores es considerada un factor determinante por varios ortodoncistas para satisfacer una estética adecuada así como una oclusión ideal.^{4,5} Recientemente, la introducción de ligado pasivo y activo ha representado un reto para la especialidad debido a ser un tema poco conocido y a las alteraciones potenciales en expresión de cargas y momentos durante la mecanoterapia.⁶

La nueva tecnología metalúrgica ha mejorado el campo de la ortodoncia con la introducción de arcos termoactivos y brackets de autoligado. Esta aparatología ha mejorado las etapas del tratamiento desde un punto de vista clínico, así como la reducción del número de citas y de tiempo en sillón dental. Esto genera que las etapas del tratamiento sean menores, por ende un arco termoactivo debe permanecer más tiempo en boca generando fricción y desgaste.

La fricción y el desgaste que ocurre en las superficies del arco que generan la fuerza axial para permitir la rotación del arco dentro de la ranura es un tema poco estudiado. Es necesario tomar en cuenta este factor, ya que determinará si el desgaste también influye en la disminución o pérdida de torque efectivo.

Capítulo I

1. Movimiento dental bracket-arco-órgano dentario

1.1 Movimiento dental

El movimiento dental está caracterizado por reacciones subsecuentes a la aplicación de fuerzas biomecánicas que producen cambios en el tejido periodontal relacionados a la remodelación ósea por reabsorción en el lado de presión y aposición en el lado de tensión. Como se representa en la figura 1. ^{7,8,9}

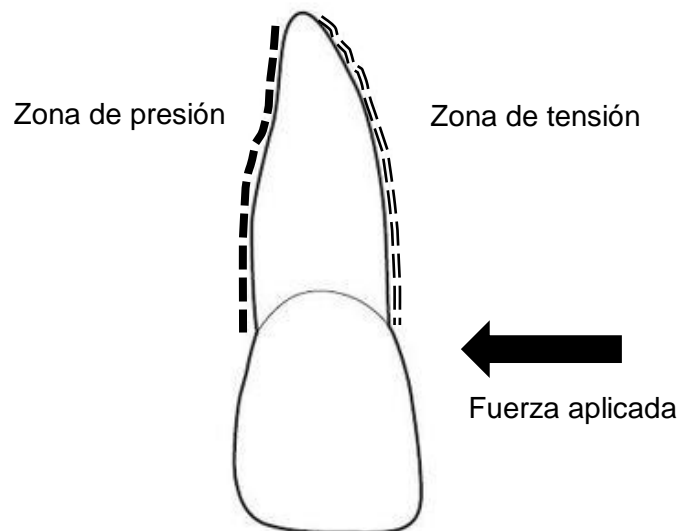


Figura 1. Representación del movimiento dental en un órgano dentario. Zona de presión (línea punteada), zona de tensión (doble línea punteada)

Este metabolismo óseo es el encargado de promover el movimiento dentario mediante la aplicación de fuerzas provistas por la configuración arco-bracket. De ésta forma, este contacto es crucial para un movimiento exitoso, debiéndose tomar en cuenta los factores más importantes como lo son los materiales del bracket y del arco. El principal responsable del movimiento dental es el ligamento periodontal (LPO).²⁷

1.2 Ligamento periodontal

Cada órgano dentario está fijado al hueso alveolar colagenosa de sujeción, el LPO. En circunstancias normales, el LPO ocupa un espacio de 0.5 mm de anchura alrededor de toda la raíz. El principal componente del ligamento es una red de fibras de colágeno paralelas, que se insertan en el cemento de la superficie radicular a un lado y en la lámina dura al otro lado. Estas fibras de sujeción discurren en un ángulo determinado y se fijan más lejos apicalmente sobre el órgano dentario que sobre el hueso alveolar adyacente. Figura 2. Como es lógico, esta disposición permite resistir el desplazamiento previsible del órgano dentario durante la función normal y también media el movimiento ortodóncico.²⁷

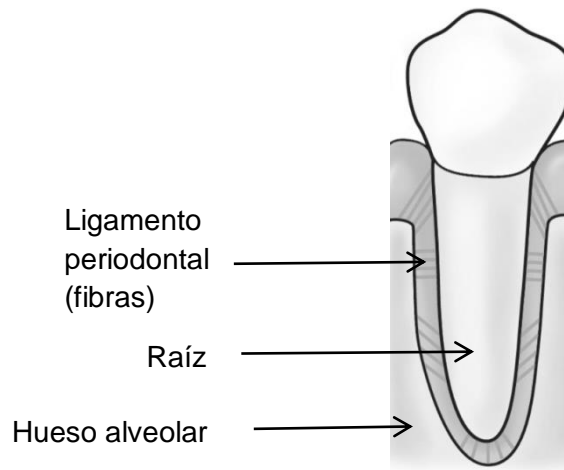


Figura 2. *Periodonto*

La respuesta a una fuerza mantenida sobre los órganos dentarios dependerá de la magnitud de la misma; las fuerzas ligeras son compatibles con la supervivencia de las células de LPO y con una remodelación del alveolo dental mediante reabsorción frontal. Tabla 1.

Tabla 1. Fuerza óptimas para la movilización ortodóncica.²⁷

Tipo de movimiento Fuerza	Fuerza (g)
Inclinación	35-60
Movimiento en masa	70-120
Enderezamiento radicular	50-100
Rotación	35-60
Extrusión	35-60
Intrusión	10-20

Existen principalmente dos teorías que describen el movimiento dental: la teoría piezoeléctrica y la de presión-tensión del LPO que es la más aceptada actualmente.

1.2.1 Teoría piezoeléctrica

Se pensaba que las señales eléctricas que podrían iniciar el movimiento dental en un primer momento eran de tipo piezoeléctrico. La piezoelectricidad es un fenómeno observado en muchas sustancias cristalinas por el que la deformación de las estructuras cristalinas produce un flujo de corriente eléctrica al desplazar los electrones de una parte de la red cristalina a otra. Se conoce desde hace muchos años la piezoelectricidad de muchos cristales inorgánicos y se utiliza en la tecnología cotidiana. Los cristales orgánicos también pueden tener propiedades piezoeléctricas. No sólo es piezoeléctrica la estructura cristalina del mineral óseo, también lo es el colágeno, y los potenciales generados por la tensión en las muestras de hueso disecado pueden atribuirse a la piezoelectricidad.²⁷

Las señales piezoeléctricas tienen dos características poco habituales: una decadencia muy rápida (es decir, cuando se aplica la fuerza, se crea una señal piezoeléctrica como respuesta que baja rápidamente a cero, aunque se mantenga la fuerza), y la producción de una señal equivalente, de dirección opuesta, cuando la fuerza deja de actuar. Figura 3.²⁷

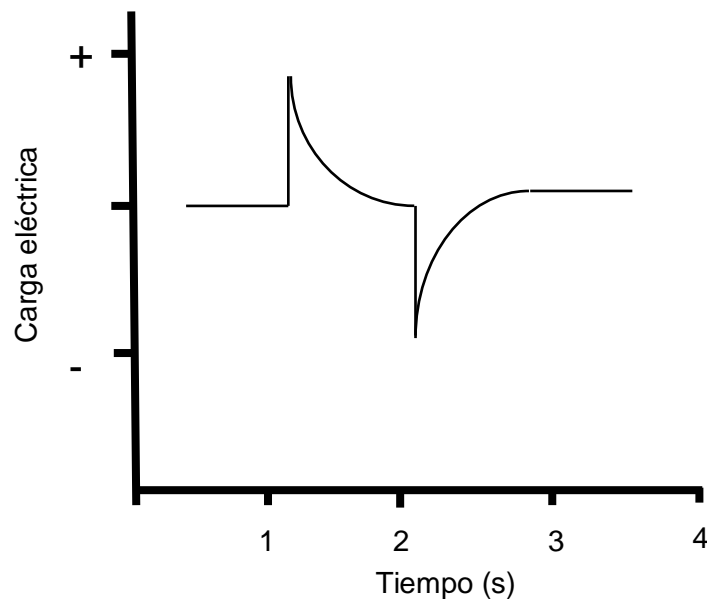


Figura 3. Comportamiento de la carga eléctrica en el hueso cuando se aplica una fuerza.²⁷

Las presiones en reposo de los labios o las mejillas y la lengua no suelen estar equilibradas. En algunas zonas, como la mandíbula anterior, la presión lingual es mayor que la labial. En otras, como la región de incisivos superiores, la presión lingual es mayor. La estabilización activa producida por los efectos metabólicos en el LPO explica probablemente la estabilidad de los órganos dentarios en presencia de presiones desequilibradas que de otra forma provocarían la movilización dental.²⁷

Ambas características se explican por la migración de los electrones al seno de la red cristalina al distorsionarse con la presión. Cuando se deforma la estructura cristalina, los electrones migran de un punto a otro y se observa un cambio eléctrico. Mientras la fuerza siga actuando, la estructura cristalina permanece estable y no se observan más fenómenos eléctricos. Sin embargo, cuando deja de actuar, el cristal recupera su forma original y se observa un flujo inverso de electrones. Con esta disposición, una actividad rítmica daría lugar a una interacción constante de señales eléctricas, mientras que la aplicación y liberación de fuerzas ocasionales sólo produciría señales eléctricas ocasionales.²⁷

1.2.2 Teoría de la presión-tensión

La teoría clásica del movimiento dental sostiene que el estímulo para la diferenciación celular y, en última instancia, para el movimiento dental depende más de señales químicas que eléctricas. No cabe duda de que los mensajeros químicos son importantes en la cascada de acontecimientos que dan lugar a la remodelación del hueso alveolar y al movimiento dental. Dado que esta teoría explica razonablemente bien el curso de los acontecimientos, sigue siendo la base del siguiente comentario.²⁷

Según esta teoría, la alteración del flujo sanguíneo en el seno del LPO se debe a la presión mantenida que obliga al órgano dentario a cambiar de posición en el espacio del LPO, comprimiendo el ligamento en unos puntos y tensándolo en otros. El flujo sanguíneo disminuye donde el LPO queda comprimido y suele mantenerse o aumentar en los puntos de tensión del. Si se tensan excesivamente algunas regiones del ligamento, el flujo sanguíneo puede disminuir de forma pasajera. Las alteraciones del flujo sanguíneo inducen rápidos cambios en el entorno químico. Estos cambios químicos, actuando directamente o estimulando la liberación de otras sustancias biológicamente activas, estimularían más adelante la diferenciación y la actividad celular. En esencia, este concepto del movimiento dental comprende tres fases: 1) las alteraciones de flujo sanguíneo asociadas con la presión en el seno del ligamento; 2) la formación y/o liberación de mensajeros químicos, y 3) la activación celular.

1.2.3 Movimiento dental en el torque radicular

La expresión del torque es una función que involucra las propiedades del arco, las dimensiones de la ranura del bracket y el diseño del bracket, así como la dimensión del arco y los grados de rotación del arco respecto a la ranura del bracket.² En la literatura ortodóncica, a este tipo de movimiento se le llama “torque radicular” o movimiento de tercer orden. Además, los términos “torque” y “expresión de torque” se refieren al momento físico generado en el bracket en unidad de Newton milímetro (N-mm).³ El ángulo en grados que el arco es girado se llama “ángulo de giro” o “ángulo de torque”. La “posición cero” es la posición definida teniendo un ángulo de 0 donde el arco se debe girar en igual grados en la dirección de las paredes de la ranura.²⁷

De ésta forma existen dos movimientos de torque: torque positivo y el torque negativo. El torque positivo es el movimiento que inclina la raíz de un órgano dentario hacia la cortical palatina o lingual y el torque negativo es el movimiento que inclina la raíz de un órgano dentario hacia la cortical vestibular. Figura 4.

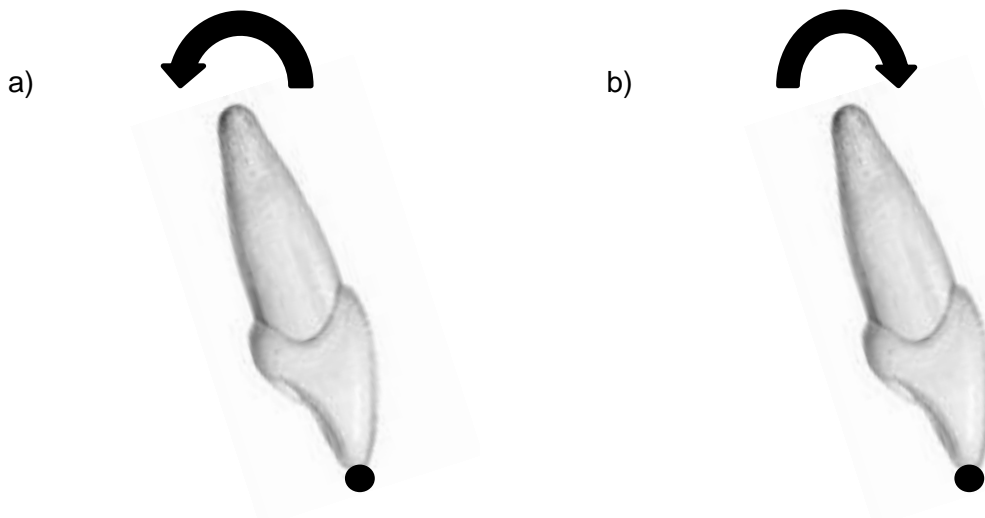


Figura 4. Representación de un órgano dentario; donde el punto negro es en centro de rotación. a) Torque positivo, b) Torque negativo.

Siendo así, la teoría de presión y tensión distribuye la zona de tensión en la pared vestibular y la zona de presión en la pared palatina o lingual; en el torque positivo y la zona de tensión en la pared palatina o lingual y la zona de presión en la pared vestibular en el torque negativo.

1.2.4 Expresión de torque

La expresión del torque se puede lograr llenando la ranura del bracket incrementado las dimensiones del arco gradualmente durante el tratamiento. Sin embargo, las dimensiones del arco de trabajo final nunca alcanzan las dimensiones de la ranura del bracket; por ello, un porcentaje del torque prescrito en el bracket se pierde debido al juego entre el arco y la ranura del bracket. Esta cantidad de juego puede ser calculada teóricamente y medida experimentalmente.^{10,11}

A pesar de la vasta información empírica y de investigación de la necesidad de un torque adecuado, existe una variación sorprendente entre diferentes prescripciones con respecto a los valores de torque anterior. Así, el torque de los incisivos centrales superiores tiene un torque que varía de 12° en la prescripción Roth hasta 22° en la técnica bioprogresiva.²⁷ Tal falta de concordancia en el valor de los torques puede ser parcialmente explicada con base en las preferencias individuales en la posición de los órganos dentarios a la filosofía de tratamiento. De igual forma, esta variación excesiva (casi el 100%) puede implicar la inapropiada transferencia de una posición estética adecuada de los incisivos.⁵

Llenar la ranura del bracket incrementado gradualmente el calibre del arco ha sido mecanoterapia básica de un protocolo terapéutico. Los esquemas de tratamiento alternativos, como utilizar diferentes protocolos de módulos de elasticidad, como propone Burstone.¹² Sin embargo, en condiciones clínicas, la sección transversal del arco nunca alcanza la medida real de la ranura. Inevitablemente, una fracción del torque prescrito en el bracket no se expresa, dando así el “juego” o “juego de torque”. Este “juego” algunas veces se extiende hasta el 100% del torque prescrito en el bracket. En la tabla 2 se observa el torque perdido de forma trigonométrica de ranuras 0.018 y 0.022-in. Es evidente que se obtiene mayor control de torque terminando con un arco 0.016 x 0.022-in en un bracket con ranura 0.018-in que con un arco 0.018 x 0.025-in en un bracket con ranura 0.022-in.

Tabla 2. *Juego de torque de diferentes medidas de arco y ranuras de bracket.*¹³

Arco (in)	Tamaño de la ranura	Pérdida de torque (°)	
		Teórico*	Medido
0.016 x 0.022	0.018	9.5	14.1
0.017 x 0.025	0.018	6.0	6.2
0.018 x 0.025	0.022	15.2	20.1
0.019 x 0.025	0.022	10.5	14.5

*Valores teóricos derivados de estimación trigonométrica.

Además, en la Tabla 2 se demuestra que casi el 100% del torque prescrito en el bracket puede verse perdido si se seleccionó una inclinación baja, mientras que seleccionando una prescripción de torque alto como en Damon Q (22°), podemos obtener una expresión de torque aproximada de 7.5°. Sin embargo, los resultados de la pérdida de torque teóricos no representan el juego de torque real entre la ranura y el arco. La cuarta columna de la tabla lista la pérdida de torque medida en la prueba, la cual en la mayoría de los casos incrementa hasta un 40% de los valores teóricos.

Odegaard ha investigado la variación de torque en función del arco y la ranura del bracket, y concluyó que se necesita aplicar una torsión de 20° a un arco 0.016 x 0.022-in en una ranura 0.018-in para generar una fuerza de 20 N-mm,^{14, 10} si se toma en cuenta esta situación, se determina que es mucho mejor utilizar una ranura 0.018-in que una 0.022-in ya que se alcanzan fuerzas ideales utilizando menos arcos.

Capítulo II

2. Brackets de autoligado

Los brackets de autoligado fueron introducidos en su forma primitiva en la ortodoncia hace algunas décadas¹⁵, Harradine reportó que el concepto de autoligado es tan antiguo como la técnica de arco de canto. Sin embargo, en las últimas dos décadas, hubo un alza en la manufactura y lanzamiento de la aparatología de autoligado pasivo y activo.¹⁶

En 1996 aparecieron en el mercado los brackets Damon SL5 como brackets pasivos o ausentes de fricción. El sistema fue mejorado, y en 1999 se lanzó Damon2, un bracket metálico con una pared deslizante, la cual se podía abrir y cerrar mediante el uso de un instrumento específico. La siguiente mejor del bracket fue el bracket Damon 3, manufacturado con una combinación de resina composite reforzado con fibra de vidrio y acero inoxidable.¹⁷

Las ventajas principales de estos brackets involucran la eliminación de ciertos aditamentos o materiales como los módulos elastoméricos así como el proceso e instrumentos para su aplicación. Esto añade características favorables al tratamiento, incluyendo la eliminación de contaminación cruzada con las ligaduras elásticas, la relajación del módulo elástico, menor supuesto riesgo a la descalcificación por la menor localización de placa bacteriana, reducción de la fricción en la mecánica de deslizamiento y una asunción de menor magnitud de aplicación de fuerzas que reducirá los efectos secundarios del tratamiento.^{18,19,20, 21,22,23.}

2.1 Filosofía Damon

La filosofía Damon está basada en la aplicación de fuerzas ligeras suficientes para poder iniciar el movimiento dentario, a este concepto Damon le conoce como la “fuerza umbral”. El principio expone que la fuerza debe de ser suficientemente baja para evitar que los vasos sanguíneos se ocluyan y se le permita a las células transportar los mensajeros bioquímicos al sitio donde ocurrirá reabsorción y aposición ósea y así se permita el movimiento dentario.²⁴

A mediados de los noventas, Sayeda reporta que Dwight Damon tomó la idea de la expansión lateral posterior utilizando el sistema Damon, y desarrolló una teoría asegurando que una baja fricción y fuerza ligeras producen resultados biológicamente estable. El sistema Damon utiliza fuerzas ligeras con arcos CuNiTi, mediante estos arcos y el sistema de baja fricción asegura que puede aliviar apiñamiento de forma más rápida que otros sistemas.²⁵

Una de las principales ventajas que ofrece este sistema es la sobrecorrección de torque permitida a través de la elección de torque en cada uno de los brackets, lo que ofrece una versatilidad que ningún otro sistema ofrece. Tabla 3.

Tabla 3. *Prescripción del Sistema Damon.*²⁶

Variación de Torque		Alto	Estándar	Bajo
Superior	<i>Central</i>	+17	+12	+7
	<i>Lateral</i>	+10	+8	+3
	<i>Canino</i>	*	+7	0
	<i>Premolares</i>	*	-7	*
	<i>Incisivos</i>	*	-1	-6
Inferior	<i>Canino</i>	+7	0	*
	<i>1er premolar</i>	*	-12	*
	<i>2do premolar</i>	*	-17	*

*El fabricante no ofrece cambio de torque en estos brackets.

Cada maloclusión presenta características diferentes en la inclinación posterior o anterior de los órganos anteriores de ambos arcos, por esto, la prescripción del bracket debe considerarse antes del tratamiento para poder aplicar una biomecánica adecuada. Las diferentes características de las inclinaciones encontradas en los 6 órganos anteriores, es lo que llevó a elegir el diseño interno de los brackets para evitar la recidiva. El comienzo del interés del valor de torques nació de la evaluación de la pérdida de torque con brackets de autoligado pasivos y activos: el valor de torque correcto se podía alcanzar mediante el aumento o decremento de los grados de torque dentro de la prescripción. En la actualidad, Dwight Damon sugiere que se debe seleccionar un valor de torque correcto considerando la maloclusión del paciente, biotipo periodontal y la biomecánica que se utilizará para la corrección del problema.²⁵

2.2 Aleaciones metalúrgicas.

Para conseguir un movimiento dental ortodóncico exitoso se requiere una fuerza continua de intensidad baja. Al diseñar la aparatología ortodóncica se debe generar un sistema de fuerzas con estas características, es decir, que no sean muy intensas ni que varíen demasiado a lo largo del tiempo, particularmente difícil de lograr en metales. Es especialmente importante que las fuerzas ligeras no decaigan con rapidez, ya sea porque el propio material pierda su elasticidad o porque un pequeño desplazamiento del órgano dentario provoque un cambio importante en las fuerzas que actúan sobre el mismo. Al diseñar un sistema de aparatología ortodóncica para la mecanoterapia de debe tener en

cuenta el comportamiento de los materiales elásticos y también los factores mecánicos de la respuesta dental.²⁷

2.2.1 Inicios de la metalurgia en la ortodoncia.

Antes de los años cincuenta del siglo XX, solían utilizarse aleaciones de metales preciosos para usos ortodóncicos, debido fundamentalmente a que no existía ningún otro material por soportarse las condiciones intraorales. El propio oro era demasiado blando para la mayoría de las aplicaciones dentales, pero las aleaciones (que suelen llevar platino y paladio además de oro y cobre) podían tener utilidad ortodóncica. La aparición del acero inoxidable (*stainless steel*, ss) convirtió a las aleaciones de metales preciosos en un material anticuado para el uso ortodóncico, antes de que el aumento de los precios los hiciese además prohibitivamente caros.²⁷

El ss y las aleaciones de cobalto-cromo, con propiedades similares, han sustituido a los metales preciosos en ortodoncia debido a su mejor rigidez y elasticidad, con una resistencia equivalente a la corrosión. El ss debe su resistencia frente a la oxidación a su contenido relativamente alto de cromo. Una combinación típica para uso ortodóncico lleva un 18% de cromo y un 8% de níquel, suele denominarse ss.²⁷ La composición química de estos arcos se presenta en la Tabla 4.

Tabla 4. Composición química del arco ss²⁸

Composición Química %	Níquel (Ni) NiO	Cromo (Cr) Cr	Molibdeno(MO) MoO₃	Carbono (C) C₂	Azufre (SO₂)	Manganeso (MnO₂)
ss (AISI 304)	7.88	18.42	0.58	0.075	0.02	1.54

2.2.2 Aleaciones de NiTi

La primera de las aleaciones de titanio utilizadas en ortodoncia desde hace poco años, una aleación de titanio-níquel comercializada con el nombre de Nitinol (Ni, níquel; Ti, titanio; NOL, *Naval Ordnance Laboratory, Unitek Corp.*), fue desarrollada para los programas espaciales, pero ha demostrado su utilidad clínica en ortodoncia por su extraordinaria elasticidad.

La aleación superelástica (Nitinol) fue descubierta en los principios de 1960 e introducida a la ortodoncia por Andreasen.²⁹ Los arcos Níquel Titanio (NiTi) con su memoria de forma única y superelasticidad son un componente integral en la práctica ortodóncica contemporánea. Sin embargo, el alto contenido en níquel (Ni: 47-50%) en la

aleación NiTi y su extrema rugosidad topográfica son problemas importantes en la ortodoncia.³⁰

La aleación NiTi presenta dos propiedades muy destacadas que son únicas en odontología: la memoria de forma y la superelasticidad. Al igual que en el ss y muchas otras aleaciones, el NiTi puede existir en varias formas o estructuras cristalinas. Adopta la forma martensita a temperaturas bajas y la forma austenita a temperaturas superiores. En el acero y en casi todos los demás metales, el cambio de fase se produce a una temperatura de transición de varios centenares de grados. Tanto la memoria de forma como la superelasticidad guardan relación con las transiciones de fase de la aleación NiTi entre las formas martensítica y austenítica, que se producen a unas temperaturas de transición relativamente bajas.²⁷

La memoria de forma consiste en la capacidad del material para “recordar” su forma original tras su deformación plástica mientras se encuentra en la forma martensítica. En una aplicación típica, se le da una forma determinada mientras la aleación está a una temperatura elevada, por encima de la temperatura de transición martensítica-austenítica. Cuando la aleación se enfría por debajo de la temperatura de transición se le puede deformar plásticamente, pero recupera la forma original cuando se le vuelve a recalentar. Esa propiedad, denominada *termoelasticidad*, tenía gran importancia en el empleo original del Nitinol en el programa espacial, pero no se ha podido aprovechar en la práctica ortodóncica.²⁷

Tras un gran número de experimentos, el Nitinol fue comercializado a finales de los años setenta para su uso ortodóncico en una forma martensítica estabilizada, sin ninguna aplicación de sus efectos de transición de fases (aunque se sigue trabajando para intentar aprovechar su memoria de forma). En su presentación para uso ortodóncico, el Nitinol es excepcionalmente elástico y bastante resistente, pero poco moldeable.

Estos alambres presentan la otra propiedad especial de las aleaciones NiTi, la superelasticidad, que se manifiesta por una gran deformación reversible y una curva de fuerza-desviación o tensión-deformación no elástica. Burstone y cols., señalan que este tipo de aleación NiTi desarrollada en China presenta el tipo de curva de fuerza-desviación.³¹ Miura y cols. observaron unas propiedades equivalentes en otros alambres austeníticos comercializados actualmente, (CuNiTi, Ormco, Glendora, CAL, USA) la fuerza producida por el arco CuNiTi apenas varía a lo largo de un intervalo de desviación considerable. Esto significa que un arco de alambre ejercería aproximadamente la misma fuerza si se desviara a una distancia relativamente pequeña o muy grande, lo que representa una característica exclusiva y bastante deseable. Figura 5.

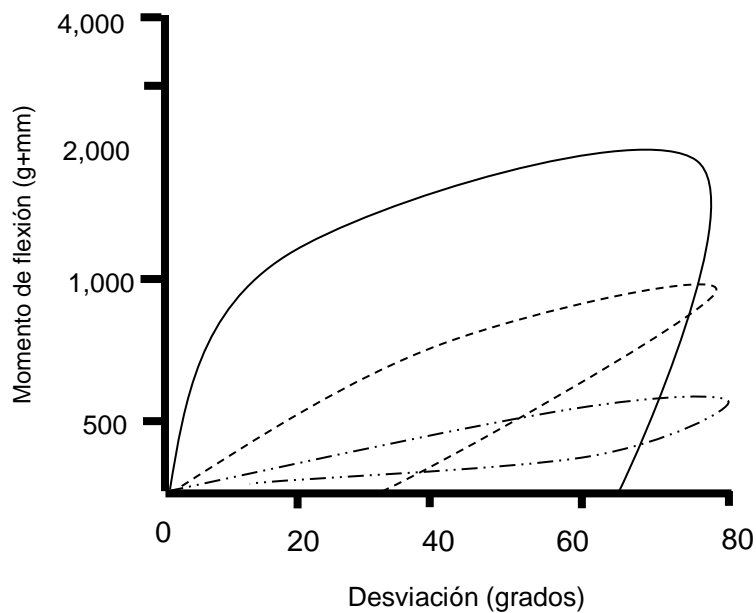


Figura 5. Momento de flexión frente a la desviación correspondiente a los alambres ortodóncicos de 0.016-in (línea continua, ss; línea punteada, NiTi martensítico estabilizado [Nitinol]; línea punteada y guión, CuNiTi.)²⁷

En estudios recientes, además de la combinación de arcos NiTi, se han utilizado composiciones como níquel, titanio, cobre, cromo, (NiTiCuCr) en arcos de ortodoncia.³² Se ha establecido que la adición de Cu a la aleación NiTi resulta en una histéresis menor, temperatura martensítica y planicie superelástica más constante así como en la prevención de que Ti_3Ni_4 entren en una fase de precipitación³³, la composición química de estos arcos se presenta en la Tabla 5.

Tabla 5. Composición química del arco CuNiTi (Ormco, Glendora, CAL, USA)³⁴

Composición Química %	Níquel (Ni) NiO	Titanio (Ti) TiO₂	Copper (Cu) CuO	Aluminio (Al) Al₂O₃	Calcio (Ca) CaO	Silicio (Si) SiO₂
CuNiTi 35°C	43.82%	45.79%	5.09%	2.40%	0.99%	0.69%

Capítulo III

3. Fricción

El fenómeno de fricción y desgaste en el contacto arco-bracket es crucial para ofrecer un tratamiento de ortodoncia con calidad. Estos contactos pueden inducir desgaste de los materiales involucrados. La fricción es el problema principal al que se enfrenta el ortodontista al momento realizar un tratamiento.³⁵

Teniendo en cuenta que la fricción es necesaria para poder aplicar una fuerza transmitida a través de los arcos y brackets hacia los órganos dentarios, el objetivo de los nuevos materiales desarrollados por las industrias especializadas es generar menor fricción para ofrecer la menor resistencia posible al movimiento dentario.

La fricción es la fuerza tangencial a la unión de dos cuerpos en contacto que resiste el movimiento de uno con respecto a otro.^{36,37} El coeficiente de fricción es una constante específica de cada material; su valor varía de acuerdo a las características de las superficies de los materiales en contacto. La fricción es el producto del coeficiente de fricción por la fuerza normal, la cual actúa de forma perpendicular a la dirección de movimiento de las superficies. Generalmente, la fuerza necesaria para deslizar un objeto sobre otro es mayor que la fuerza necesaria para mantenerlo en movimiento, estos dos aspectos de fricción se llaman fricción estática y fricción cinética, respectivamente. El deslizamiento entre el arco y el alambre en la cavidad oral ocurre a una baja velocidad a consecuencia de movimientos interrumpidos más allá que de movimientos continuos.³⁷

Existen muchos tipos de fricción, sin embargo, se mencionan los relevantes al estudio:

- La fricción en estado seco resiste movimiento lateral relativo a dos sólidos en contacto. Como ya se mencionó, se divide en fricción estática y fricción cinética.
- La fricción fluida, describe la fricción entre dos capas con un fluido viscoso que se están moviendo relativo al otro.^{38,39}

La resistencia a la fricción encontrada durante la mecánica de deslizamiento ha sido bien establecida en la literatura ortodóncica, y consiste de interacciones complejas entre el bracket, arco y el método de ligado. Este movimiento asociado con la mecánica de deslizamiento ha sido descrito como una serie de movimientos cortos intermitentes que involucran una oscilación e inclinación del órgano dentario más que un proceso de movimiento continuo de deslizamiento.^{40,41,42}

3.1 Abrasión

La abrasión está subdividida arbitrariamente en clasificaciones amplias correspondientes a la interacción de la naturaleza del desgaste y por el número de cuerpos involucrados (material/abrasivo) vistos en la figura 6:

- Abrasión *gouging* (dos cuerpos)
 - La remoción de grandes volúmenes de material por evento en la superficie de desgaste.
- Abrasión de alto estrés (tres cuerpos)
 - La partícula abrasiva es triturada durante la interacción de desgaste.

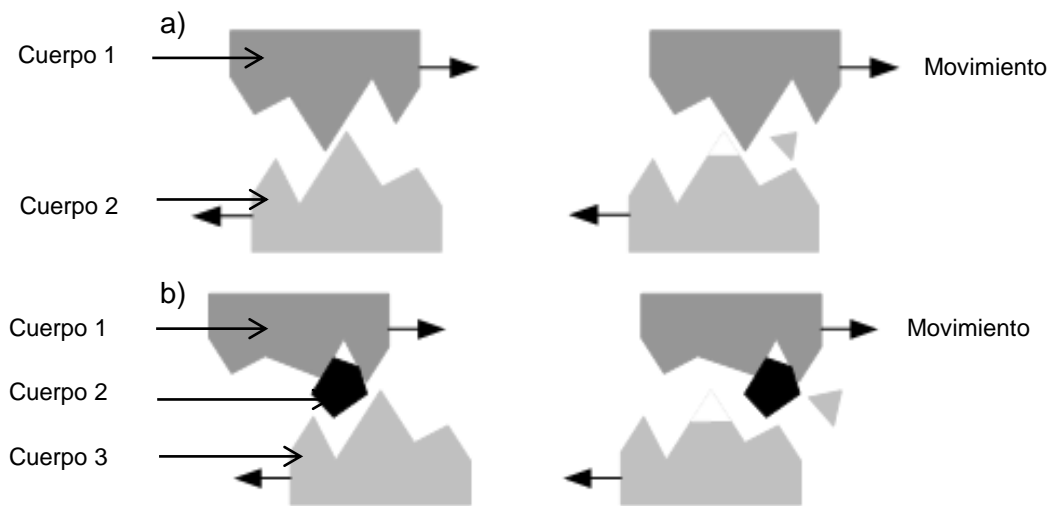


Figura 6. Descripción gráfica de los tipos de abrasión. a) Abrasión de dos cuerpos, b) Abrasión de 3 cuerpos

El principal efecto de la abrasión es el desgaste, este desgaste es el responsable de presentar alguno de los siguientes resultados:

- *Notching* o atoramiento
- Aumento de dimensión de la ranura
- Aumento de la fricción

Kusy y Whitley⁴³ dividieron la resistencia al deslizamiento en 3 componentes: 1) fricción, estática o cinética, debido al contacto entre las superficies del arco y del bracket; 2) doblez, creado cuando el órgano dentario se inclina o el arco se flexiona hasta que existe un contacto entre el arco y las esquinas del bracket; y 3) *notching* o atoramiento, cuando la deformación permanente del arco o del bracket ocurre en la esquina de la interfase. Esto ocurre en condiciones clínicas como se muestra en la figura 07. El movimiento del órgano

dentario se detiene cuando un arco o bracket se talla y se atora en la esquina del bracket, el movimiento se resume hasta que el atoramiento se libera.

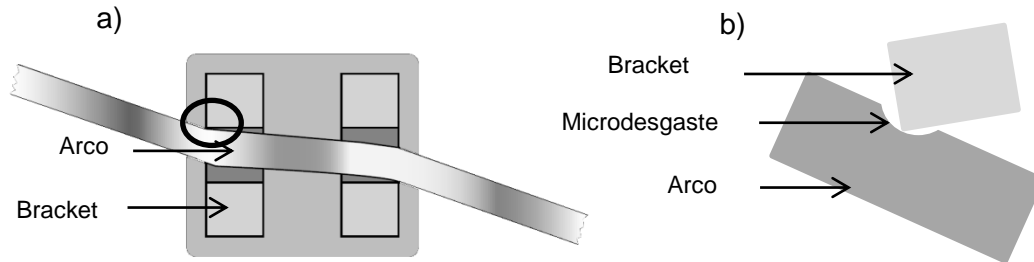


Figura 7. Representación gráfica de un atoramiento visto de forma transversal a) Vista frontal de un arco atorándose contra un bracket b) Vista aumentada de la zona representado un microdesgaste.

Utilizando la fórmula presentada por Meling y cols.⁴⁴ y asumiendo que la ranura es rectangular y tomando las medidas nominales dadas del arco 0.483 x 0.635-mm (0.019 x 0.025-in), el juego de torque cambia 4.7° por una diferencia de 43 µm en la altura de la ranura, precisamente esto cambia la relación entre las dos paredes encargadas de dar el torque en un bracket. Con esta conclusión podemos inferir que un desgaste mínimo puede afectar la expresión del torque que clínicamente se entiende como una inclinación inadecuada del sector anterior o la disminución de 1 mm de longitud de arco por cada 5° de torque faltante como lo indica Badawi⁴ que al mismo tiempo puede variar en una expresión de torque entre 5-10 N-mm, lo cual puede cesar el movimiento de torque por completo ya que estas cifras, reportadas por Huan y cols.,⁴⁵ son mínimamente necesarias para poder realizar el movimiento de torque, 5 N-mm en el sector anterior.

3.3 Desgaste

Rabinowics (1995)⁴⁶ menciona que el desgaste está relacionado a la interacción entre dos superficies y específicamente a la remoción o deformación del material en cualquiera de las superficies como resultado de una acción de mecánica de ambas superficies.

Existen diferentes tipos de desgaste, principalmente el desgaste que se encuentra en la fricción de dos aceros inoxidables es el de limadura microscópica debido a la trayectoria existente durante la alineación y expresión de torque en el tratamiento de ortodoncia:

- Desgaste por abrasión
- Desgaste por adhesión
- Desgaste por fatiga
- Desgaste por mecanismo triboquímicos

3.3.1 Desgaste abrasivo

Este puede ser calificado como la remoción de un material debido a la indentación de asperezas duras en una superficie más suave y su movimiento subsecuente. Las asperezas duras pueden ser del material opuesto (desgaste de 2 cuerpos) o partículas duras de la limadura (desgaste en 3 cuerpos). Este desgaste en patrón de “arado” se ve realizado debido al desplazamiento del material hacia cada lado. Con una cierta aspereza de forma angular e inclinada con cierto ángulo. Esto puede generar micro grietas debido a la tensión de la superficie.⁴⁷ Este sistema de desgaste junto con la deformación plástica de los arcos puede provocar suficiente desgaste para favorecer su fractura, así como desgastar la ranura de bracket y favorecer los efectos mencionados como el atoramiento (*notching*) o el *binding*.

3.3.2 Desgaste adhesivo

En un escala microscópica, hasta las superficies pulidas tienen un grado de rugosidad; como resultado, entre la mayoría de superficies, solo existe contacto áspero con el área de contacto real siendo mucho menor que la aparente y con contactos iniciales de estrés (por el contacto de las asperezas) mucho más altos que los aparentes, como se aprecia en la figura 08.⁴⁷

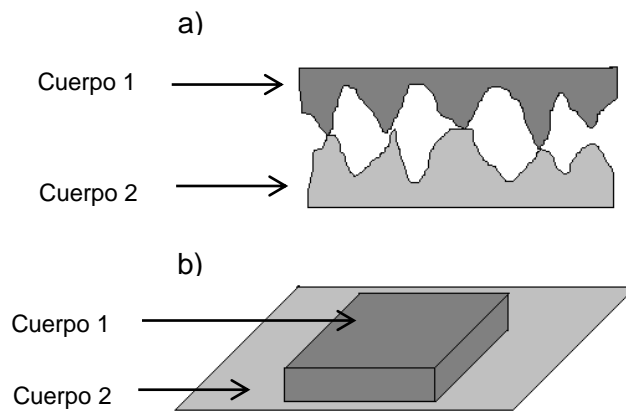


Figura 8. a) *Contacto real*, b) *contacto aparente*

En esta figura, aunque se observa que la placa metálica está en contacto directo con la superficie, microscópicamente no existe un contacto completo, y en las salientes se acumula una carga de estrés mayor en los contactos iniciales.

Ninguno de estos mecanismos puede existir de manera aislada aunque uno de ellos puede predominar, particularmente el desgaste abrasivo sobre una superficie suave por una aspereza dura, así, los materiales se van a fracturar debido a la microfataiga y el material suave se adherirá a las partículas duras. De esta forma podemos inferir debido al coeficiente de microdureza menor del CuNiTi que del ss, que encontraremos un patrón de desgaste abrasivo del arco sobre la ranura del bracket.^{35,48}

3.3.3 Desgaste por fatiga

La fatiga en el desgaste puede ser vista a dos niveles, mediante el desprendimiento de cascajo con el contacto de rodamiento de las superficies de contacto y a un nivel microscópico, la fatiga y fractura de asperezas superficiales deformadas que forman limadura de desgaste. Con la lubricación adecuada, este tipo de fatiga puede ocurrir al mínimo. Sin embargo, conforme aumenta la superficie de contacto (incremento del calibre del arco), el estrés de contacto máximo en la superficie aumenta y eventualmente excede la dureza y comienza el desgaste⁴⁷, el cual provoca los elementos antes mencionados que dificultan el tratamiento de ortodoncia.

3.3.4 Desgaste por mecanismos triboquímicos

El desgaste triboquímico es utilizado principalmente en la metalurgia como medio de limpieza.⁴⁹ El uso de abrasivos químicos tiene un papel importante durante el desgaste, sin embargo en la mayoría de las ocasiones, el agregar este material al sistema, contribuye a disminuir el desgaste y la fricción,⁵⁰ tal es el caso de la saliva.

La saliva tiene un rol muy importante en el tribosistema oral, sin embargo, el proceso principal por el cual la saliva se encarga de transformar o “desgastar” el arco y los brackets, es mediante la corrosión, situación que es completamente diferente a cualquier proceso involucrado en la fricción; aunque la saliva tiende a disminuir la fricción, los restos de alimentos en la saliva, algunas veces, tienden a aumentar la fricción y el desgaste, esta situación será planteada durante la metodología al involucrar microabrasivos en el medio de lubricación utilizado.

Generalmente, materiales expuestos a la cavidad oral, se ven potencialmente involucrado a parámetros como, cargas multi axiales proveniente de la introducción del arco a la ranura y de fuerzas masticatorias; la acción de la flora oral y de sus productos, los cuales pueden modular variables micro ambientales como es el metabolito acidógeno del *Streptococcus mutans*; y variaciones de temperatura. Se ha encontrado que la sinergia de estos factores puede alterar de gran manera la integridad superficial de los brackets de ss.^{51,52}

3.4 La relación entre desgaste y fricción.

El desgaste no puede ser relacionado directamente a la fricción. Czichos⁵³ ha mostrado que la fricción es un resultado donde ocurre fricción. La fricción involucra la disipación de algo de la energía entrante del sistema. En el contacto metálico, una de las energías disipadas en el proceso, se manifiesta como deformación plástica. La generación subsecuente de limadura puede involucrar, de varios grados, micro y macro fracturas, reacciones triboquímicas y en algunas ocasiones efecto de cambio de fase. Por ello, no se puede esperar ninguna correlación entre la fricción y el desgaste.

Esto determina la complejidad de un tribosistema, si tomamos en cuenta los factores que hasta el momento se involucrarán el sistema se expresa de esta forma.

La fricción en el tratamiento de ortodoncia es una función de relación dinámica entre el arco, el bracket, el tipo de ligado y el ambiente oral, ⁵⁴ sin embargo, existen números estudios acerca de la corrosión de las aleaciones presentes en el tratamiento de ortodoncia, ^{55, 56, 57, 58, 59} pero limitados estudios que caractericen el desgaste interno debido al roce del acero inoxidable con el CuNiTi o del acero inoxidable con el mismo acero inoxidable.

Capítulo IV

4. Marco teórico

4.1 Justificación

La expresión de torque en el tratamiento de ortodoncia es de suma importancia debido a que una inclinación vestibulo-lingual adecuada de los órganos dentarios permite la colocación de la raíz de los mismos dentro su base ósea permitiendo su permanencia y salud periodontal. Esta inclinación radicular tiene un efecto en la oclusión extremadamente importante, un torque adecuado permite la relación anterior ideal con una sobremordida horizontal correcta permitiendo la relación Canina Clase I.

Es conocido que el desgaste en la ranura del bracket está presente durante el tratamiento de ortodoncia, sin embargo no existen estudio previos que demuestren que el microdesgaste producido por el arco a la ranura del bracket sea significativo y altere la expresión de torque. Es imperativo saber qué tipo de complicaciones ofrece el microdesgaste. Un desgaste puede generar hasta un cese por completo del movimiento dental por atoramiento (notching) o evitar que se genere la fuerza necesaria para eliminar la fricción cinética mínima y por lo tanto no producir ningún movimiento del órgano dentario.

Identificar los sitios de desgaste en el bracket permite conocer si estos desgastes son los causantes de la pérdida de torque y aumento de rotación, debido a que el arco tiende a presionar las paredes superior e inferior de la ranura para poder realizar este movimiento.

El desgaste en la ranura del bracket es un factor poco estudiado, además, la introducción del bracket Damon Q en el 2010, no ha instigado una investigación formal caracterizando la fricción o las tasas de desgaste en la ranura de este sistema. La poca o nula modificación del mismo es prueba de que su efectividad se mantiene precisa hasta la fecha.

Una de las etapas críticas para establecer una correcta oclusión y una estética ideal, es la aplicación de torque radicular. El pleno conocimiento de la cantidad de torque aplicada, así como la fuerza mínima necesaria implementada para que el torque se exprese es indispensable para poder ejercer una ortodoncia consiente.

4.2 Planteamiento del problema

Uno de los problemas en la biomecánica al realizar movimientos de tercer orden es conocer la cantidad ideal de torque para poder expresar el movimiento deseado debido a

diferentes factores que van desde la posición del bracket hasta defectos de fabricación del mismo. Es necesario conocer el calibre ideal, así como la aleación del arco para poder expresar el torque en cada una de las diferentes prescripciones y ofrecer una estética ideal así como una oclusión adecuada.

En la actualidad existen estudios limitados acerca de cómo afecta el microdesgaste en la paredes del bracket para la aplicación de la biomecánica, este estudio está enfocado en conocer la diferencia de fuerza de torque aplicada en brackets nuevos y sometidos al tiempo de tratamiento que especifica la filosofía Damon en cada uno de sus arcos, así como la rotación final del arco dentro de la ranura.

4.3 Pregunta de investigación

¿La expresión de torque en el bracket Damon Q se ve alterada por el microdesgaste generado por la secuencia arcos en la ranura del mismo bracket?

4.4 Hipótesis

Hipótesis científica: El microdesgaste del bracket modifica la expresión del torque generado por la secuencia de arcos en la ranura.

Hipótesis nula: El microdesgaste del bracket no modifica la expresión del torque generado por la secuencia de arcos en la ranura.

4.5 Objetivos

Objetivo general:

- Caracterizar la expresión del torque en brackets de autoligado Damon Q posterior al uso de cada uno de los arcos indicados por el sistema.

Objetivos específicos:

- Identificar la diferencia de rotación del arco dentro de la ranura de autoligado Damon Q posterior al uso de cada uno de los arcos indicados por el sistema.
- Conocer zonas de desgaste en la ranura del bracket de autoligado Damon Q posterior al uso de cada uno de los arcos indicados por el sistema.
- Cuantificar huellas de desgaste en el contacto entre arcos-ranura del bracket de autoligado Damon Q posterior al uso de cada uno de los arcos indicados por el sistema.
- Proponer con base en los resultados la implementación de una nueva secuencia de arcos para la optimización de la técnica de autoligado Damon Q.

Capítulo VI

6. Materiales y Métodos.

6.1 Diseño del estudio

Transversal, prospectivo, experimental, descriptivo.

6.2 Ubicación espacio-temporal

Clínica del Posgrado de la Maestría de Ortodoncia de la B.U.A.P.

6.3 Población de estudio

Brackets Damon Q (Ormco, Glendora, CAL, USA)

6.4 Tamaño de la muestra

Se analizaron 4 juegos de brackets Damon Q S-6D a S-6L (30 muestras)

- 1 juegos de brackets nuevos prescripción STD
- 1 juego de brackets, prescripción STD después del uso del arco 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35° durante 10 semanas.
- 1 juego de brackets prescripción STD después del uso del arco 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35° durante 10 semanas y un arco 0.018 x 0.025-in CuNiTi 35° durante 10 semanas.
- 1 juego de brackets prescripción STD después del uso del arco 0.014 x 0.025 CuNiTi-in 35° durante 10 semanas, un arco 0.018 x 0.025-in CuNiTi 35° y un arco 0.019 x 0.025-in ss durante 15 semanas.
- 2 arcos 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35°.
- 2 arcos 0.018 x 0.025-in CuNiTi 35°.
- 2 arcos 0.019 x 0.025-in ss.

6.5 Criterios de selección

5.5.1 Inclusión

- Brackets Damon Q
- Brackets que estuvieran cementados en correcta posición respecto al número de órgano dentario respectivamente.
- Brackets que no presentaran residuos orgánicos que evitaran observar claramente las paredes.
- Arcos nuevos.

6.5.2 Exclusión

- Brackets que no fueron cementados en el órgano dentario correspondiente.
- Brackets que presentaran restos orgánicos y no permitieran observar claramente las paredes.

6.6 Definición de variables y escalas de medición

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Escala y categorías
Torque	Torsión es la sollicitación que se presenta cuando se aplica un momento sobre el eje longitudinal de un elemento constructivo o prisma mecánico	El torque aplicado al alambre rectangular es pequeño.	Independiente, cuantitativa, discreta.
Ángulo de rotación	Porción indefinida de plano limitada por dos líneas que parten de un mismo punto o por dos planos que parten de una misma línea y cuya abertura puede medirse en grados.	Los ángulos de rotación en las pruebas serán de -20° a 20° con intervalos de 5°	Independiente, cuantitativa, discreta
Calibre de arco	Grosor definido de dos paredes de los arcos termoactivo. Altura y ancho.	El arco termoactivo es de 0.014x0.025”	Independiente, cuantitativa, discreta
Bracket anterior	Bracket localizado en el sector anterior de la arcada que incluye canino a canino.	La fuerza es menor en el bracket anterior.	Independiente, nominal.
Bracket posterior	Bracket localizado en el sector posterior de la arcada desde primer premolar hacia posterior.	La fuerza es menor en el bracket posterior.	Independiente, nominal
Rotación aplicada	Torsión aplicada por medio del torquímetro para dar un giro al arco.	Se rotó 5° el arco.	Dependiente, cuantitativa, discreta.

6.7 Recursos

6.7.1 Humanos

- C.D. Jorge Velázquez López, alumno del Posgrado de la Maestría en Ciencias Estomatológicas en Ortodoncia de la B.U.A.P.
- Dr. I. M. Marco Antonio Cruz Gómez, docente de la Facultad de Ingeniería de la B.U.A.P.
- M. C. Farid Alfonso Dipp Velázquez, docente de la Facultad de Estomatología de la B.U.A.P.

6.7.2 Materiales

- Brackets Damon Q (Ormco, Glendora, CAL, USA)
- Torquímetro Modelo # 48200V SERIES (Himmelstein, Hoffman Estates, IL, USA)
- Sensor de rotación PS-2120A (PASCO, Roseville, CA, USA)
- Resina epóxica (Loctite, E-20HP; Hysol, Henkel, Rocky Hill, CONN, USA)
- 4 juegos de órgano dentarios Acry Rock (Badia Polesine, Ro, Italia)
- Yeso tipo alfa (YEMSA, CDMX, MEX)
- Saliva natural
- Software Stata 14 (College Station, TX, USA)
- Software PASCO Capstone (PASCO, Roseville, CA, USA)
- Software PDTM (Himmelstein, Hoffman Estates, IL, USA)
- Pistola de calor modelo HG2000 (Stanley Black and Decker New Britain, CT, USA).
- Cámara termográfica Flir t440 (Flir, Wilsonville, OR, USA).
- Tina de ultrasonido a 35, 000 Hz.(Shenzhen Codyson Electrical Co.Guangdong, China)

6.8 Procedimiento

6.8.1 Obtención de muestras

Para este estudio se utilizaron 4 juegos de órgano dentarios Acry Rock (Badia Polesine, Ro, Italia) que fueron montados en un cilindro de acrílico para simular la raíz. Los brackets Damon Q nuevos fueron cementados con una resina epóxica (Loctite, E-20HP; Hysol, Henkel, Rocky Hill, CONN, USA) a la altura preestablecida por el sistema para un tratamiento, a lo que ellos llaman *standard*, referidos en la tabla 6. El bracket S-6 fue colocado a 4 mm, el S-6 a 3.5 mm.

Tabla 6. *Altura de colocación de brackets sugerida por el Manual de trabajo.*

<i>Superior</i>
S-1 4.75 mm
S-2 4.50 mm
S-3 5.00 mm
S-4 4.50 mm
S-5 4.25 mm

Se cortaron porciones de los arcos nuevos de 45 mm de largo. Se fijaron cada uno de los dientes simulados a un zócalo de yeso y se colocó a 15 mm de distancia de cada extremo de la porción del arco de un lado un torquímetro Modelo # 48200V SERIES (Himmelstein, Hoffman Estates, IL, USA) y del otro lado un sensor de rotación PS-2120A (PASCO, Roseville, CA, USA).

Se insertó el arco 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35° y se registró el resultado arrojado por el sensor de rotación cuando se aplicó una rotación en el torquímetro de 40° a -40° con un intervalo de 5°, por lo que se obtendrán 16 medidas con el arco 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35° de cada bracket, 16 con el 0.018 x 0.025-in CuNiTi 35° y 16 0.019 x 0.025-in ss. Los datos fueron analizados con el software Stata (College Station, TX, USA).

Debido a que la temperatura de activación del arco CuNiTi es 35° se mantuvo la temperatura del arco a un rango de 36° a 37.8° por medio de una pistola de calor modelo HG2000 (Stanley Black and Decker New Britain, CT, USA). La temperatura fue controlada con el uso de una cámara termográfica Flir t440 (Flir, Wilsonville, OR, USA).

La saliva natural fue obtenida de una mujer sistémicamente sana de 23 años de edad. La toma de muestra de saliva se realizó cada día, una vez instruida la participante con el protocolo de recolección de saliva estimulada, la muestra fue recolectada en

ayunas en una pipeta micrófono, una vez obtenidos 20 ml, se acumuló en un frasco graduado de vidrio, estéril y fue almacenada a temperatura de 2-4° obteniendo 500 ml. La saliva fue goteada en el sistema a un ritmo de 3 ml por minuto, sugerido por Thorstenson y Kusy.⁶⁰ Posterior a las pruebas todos los brackets fueron sometidos a limpieza mediante dos ciclos de 15 minutos en una tina de ultrasonido a 35, 000 Hz. (Shenzhen Codyson Electrical Co. Guangdong, China)

Las muestras de brackets fueron analizadas por microscopio electrónico de barrido SEM (*scan electronic microscopy*), donde se evaluarán los desgastes resultantes.

Las muestras *in vivo* fueron obtenidas de 3 pacientes que han utilizado el sistema Damon Q. La primera muestra fue obtenida de un paciente femenino de 15 años de edad que completó la primera etapa de tratamiento con un arco 0.014-in CuNiTi en la arcada superior durante 10 semanas y un arco 0.014 x 0.025-in CuNiTi en la arcada superior durante 10 semanas, se retiraron los brackets S-6D a S-6I. La segunda muestra fue obtenida de un paciente masculino de 23 años de edad que completó la primera etapa de tratamiento con un arco 0.014-in CuNiTi en la arcada superior durante 10 semanas, la segunda etapa con un arco 0.014 x 0.025-in en la arcada superior durante 10 semanas y la tercera etapa con un arco 0.018 x 0.025-in CuNiTi en la arcada superior durante 10 semanas, se retiraron los brackets S-6D a S-6I. La tercer muestra fue obtenida de un paciente masculino de 21 años de edad que completó la primera etapa de tratamiento con un arco 0.014-in CuNiTi en la arcada superior durante 10 semanas, la segunda etapa con un arco 0.014 x 0.025-in CuNiTi en la arcada superior durante 10 semanas, la tercera etapa con un arco 0.018 x 0.025-in CuNiTi en la arcada superior durante 10 semanas y la cuarta etapa con un arco ss 0.019 x 0.025-in durante 15 semanas, se retiraron todos los brackets y se conservaron para análisis los brackets S-6D a S-6I. Todos los brackets fueron sometidos a limpieza mediante dos ciclos de 15 minutos en una tina de ultrasonido a 35, 000 Hz.(Shenzhen Codyson Electrical Co. .Guangdong, China)

Las muestras *in vivo* fueron revisadas por SEM para observar las tasas de desgaste y caracterizar las diferentes combinaciones de arco-bracket.

6.8.2 Metodología de medición

Se montó el modelo con el diente simulado y con el zócalo de yeso en la máquina diseñada para las pruebas con la forma de arco simulada y se introdujo en el bracket el arco 0.014 x 0.025 CuNiTi, se ajustó el torquímetro y el sensor de rotación a 5 mm de distancia del borde más distal del bracket de ambos extremos del modelo. Se rotó el arco desde la posición 0° hasta 40° y -40° con intervalos de 5° repitiendo el proceso 5 veces. Se registró el resultado otorgado por el torquímetro y por el sensor de rotación. Se repitió este proceso con el arco CuNiTi 35° 0.018x0.025-in y con el arco ss 0.019x0.025-in. La configuración se ilustra en la figura 9.

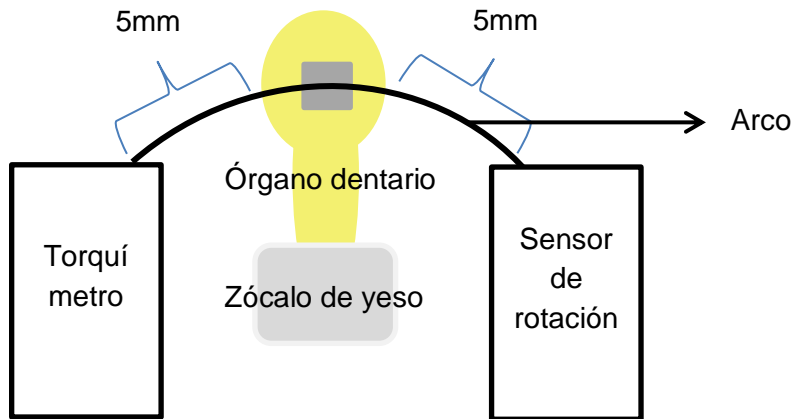


Figura 9. Configuración del experimento.

Se realizó el mismo procedimiento cementando en el órgano dentario simulado los brackets que fueron retirados de los pacientes (muestras *In vivo*) y se compararon los resultados.

6.8.3. Prueba estadística

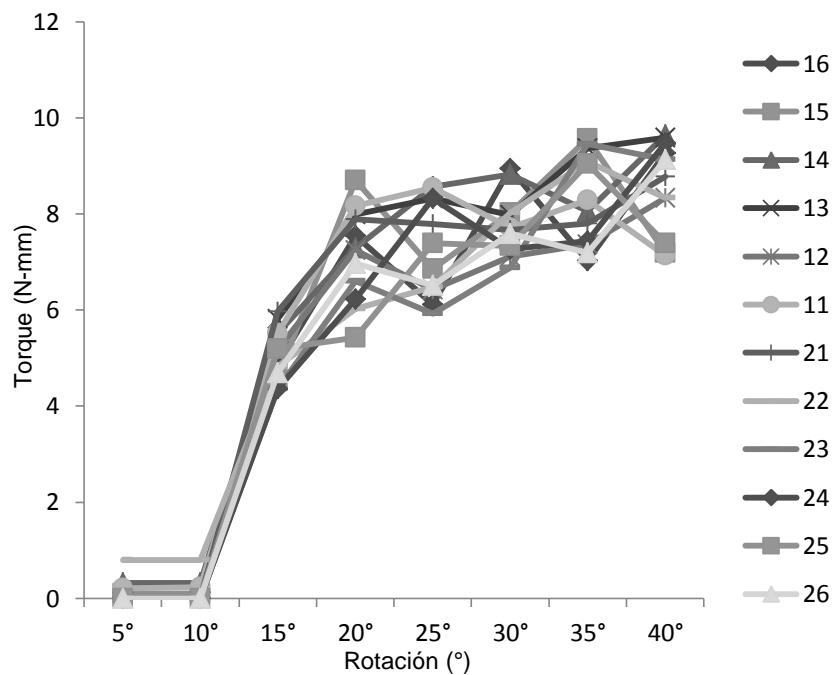
Se realizaron dos modelos de regresión lineal múltiple para determinar la relación existente entre las variables. Se integraron dos modelos, en el primero se agregó el desgaste al modelo para conocer la influencia de éste sobre la diferencia de rotación y la diferencia de fuerza, en el segundo se dejó fuera la variable del desgaste. Debido al limitado número de observaciones los resultados se presentan en tablas que especifican el valor de $=p$ con un intervalo de confianza a 90%, 95% y 99%.

Capítulo VI

6. Resultados

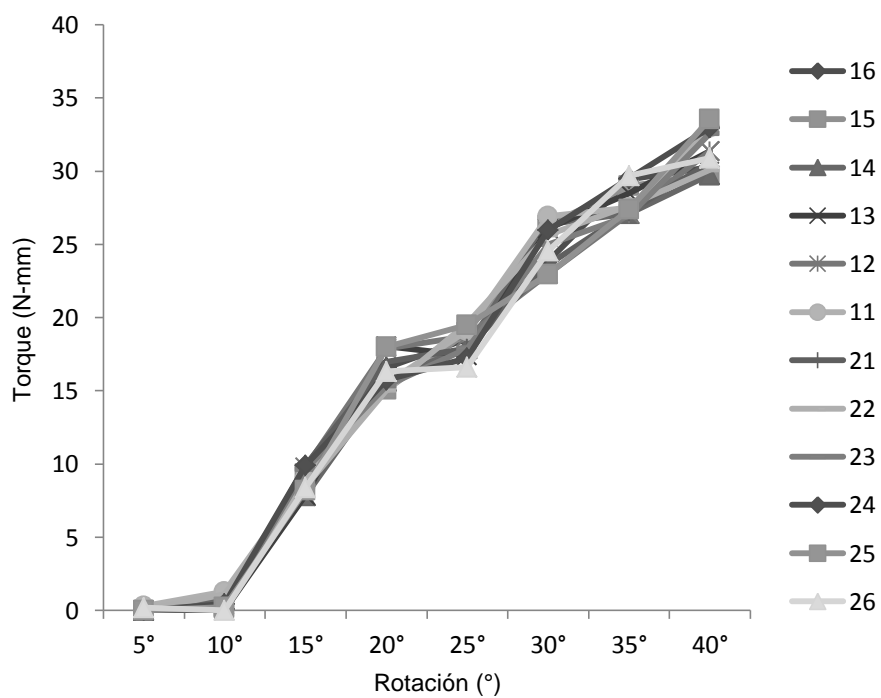
6.1 Resultados de torque de brackets nuevos

En la gráfica 1 se representan los torques que se obtuvieron al realizar las pruebas de torque en los brackets nuevos con el arco CuNiTi 35° 0.014 x 0.025-in. Se observa un incremento con base en el aumento de la rotación, con un máximo torque de 9.65 N-mm.



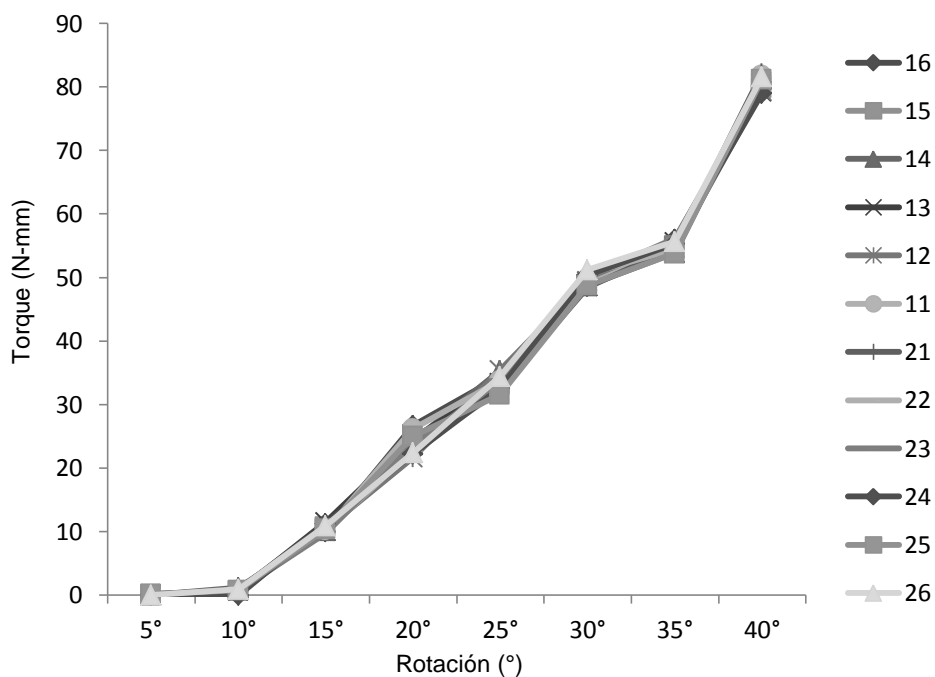
Gráfica 1. Resultado de torques obtenidos en la configuración de brackets nuevos con el arco 014 x 0.025-in CuNiTi 35°.

En la gráfica 2 se expresan los torques obtenidos al realizar las pruebas de torque en los brackets nuevos con el arco 0.018 x 0.025-in CuNiTi 35°. Se observa un incremento con base en el aumento de la rotación, con un máximo torque de 33.55 N-mm.



Gráfica 2. Resultado de torques obtenidos en la configuración de brackets nuevos con el arco 0.018 x 0.025-in CuNiTi 35°.

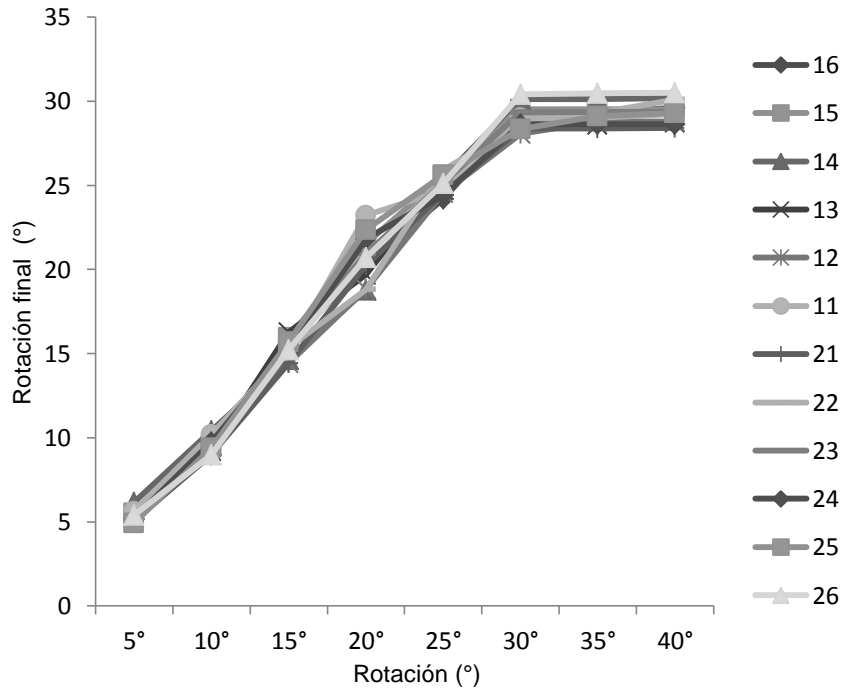
En la gráfica 3 se expresan los torques obtenidos al realizar las pruebas de torque en los brackets nuevos de forma individual con el arco 0.019 x 0.025-in ss. Se observa un incremento con base en el aumento de la rotación, con un máximo torque de 81.59 N-mm.



Gráfica 3. Resultado de torques obtenidos en la configuración de brackets nuevos con el arco 0.019 x 0.025-in ss.

6.2. Resultados de rotación de brackets nuevos.

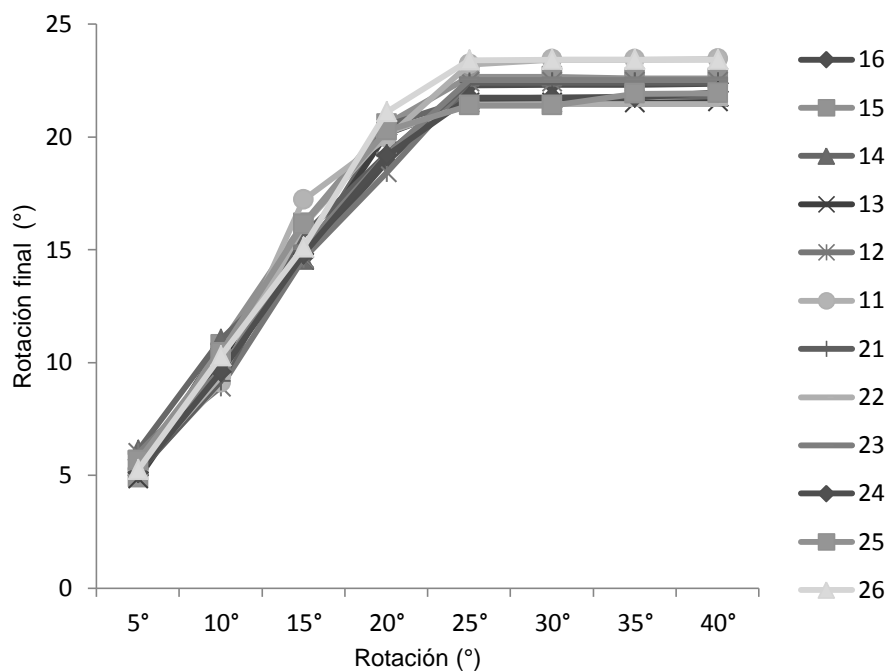
En la gráfica 4 se expresan los resultados de la rotación obtenida de los brackets nuevos de forma individual con la configuración 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35°.



Gráfica 4. Resultados de rotación obtenidos de la configuración individual de brackets nuevos con el arco 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35°.

Como es de esperarse, la rotación final cuando se aplica la rotación de 5° y 10° es casi total, debido al juego de la ranura del bracket con el arco. La rotación máxima obtenida al realizar esta prueba fue de 30.49°.

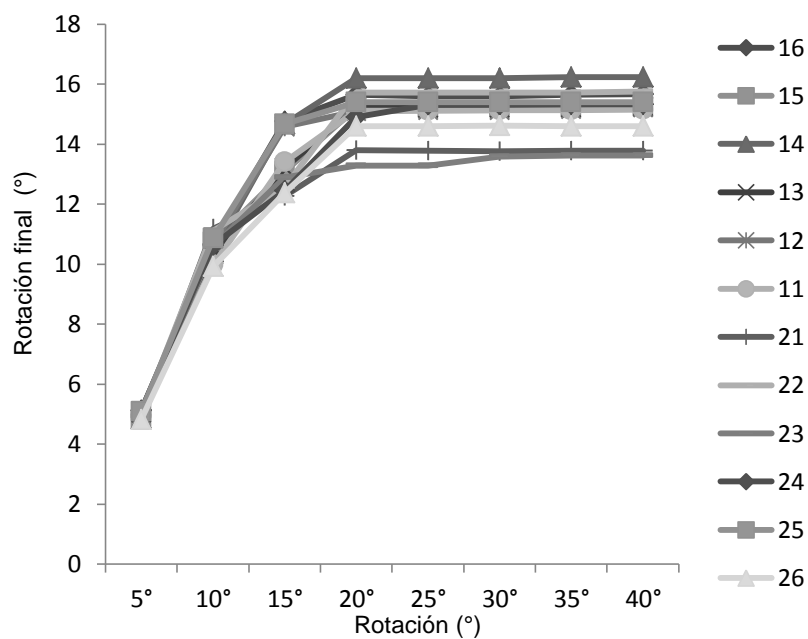
En la gráfica 5 se expresa el resultado de rotación obtenido de la prueba de brackets nuevos de forma individual con el arco 0.018 x 0.025-in CuNiTi 35°.



Gráfica 5. Resultados de rotación obtenidos de la configuración individual de brackets nuevos con el arco 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35°.

En esta gráfica se observa una planicie a partir de los 25° de rotación aplicada, esto debido a que existe un momento en que la ranura del bracket no permite mayor rotación debido a que entra en contacto con las paredes del bracket. De esta forma se observa que esta planicie es más larga conforme se incrementa el calibre del arco. En este caso, la rotación máxima obtenida fue de 23.41° cuando se aplicó una rotación de 40°, una rotación menor debido al incremento del calibre del arco.

En la gráfica 6 se expresan los resultados de rotación obtenidos con la configuración de brackets nuevos de forma individual con el arco ss 0.019 x 0.025-in.

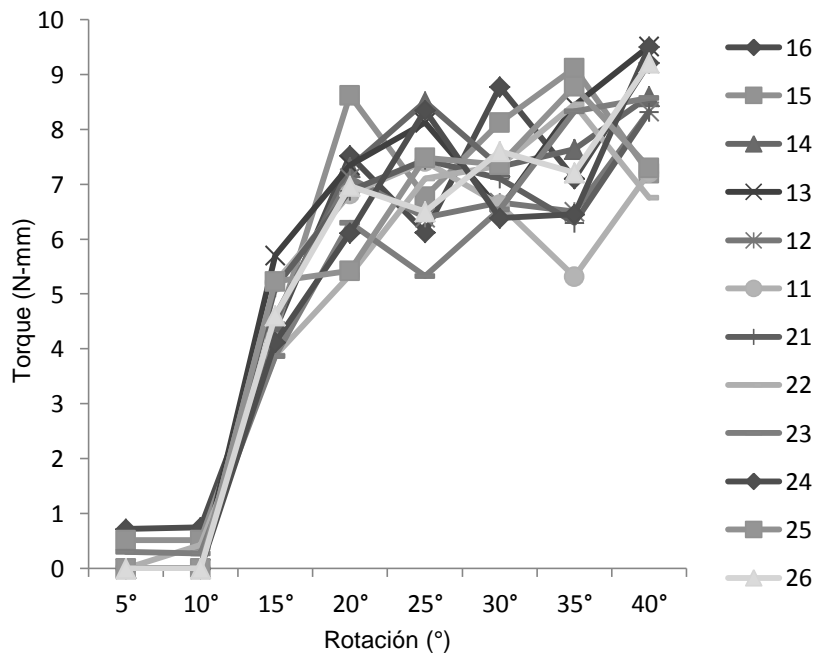


Gráfica 6. Resultados de rotación obtenidos de la configuración individual de brackets nuevos con el arco 0.019 x 0.025-in ss.

En este caso observamos que la planicie se hace evidente desde los 15°, aunque existe un aumento del torque, no existe un incremento de la rotación obtenida posterior a los 16.24° (rotación final máxima obtenida). Esto indica que el arco 0.019 x 0.025-in ss no rotará más de 16° dentro de la ranura del bracket.

6.3 Resultados de torque de brackets usados.

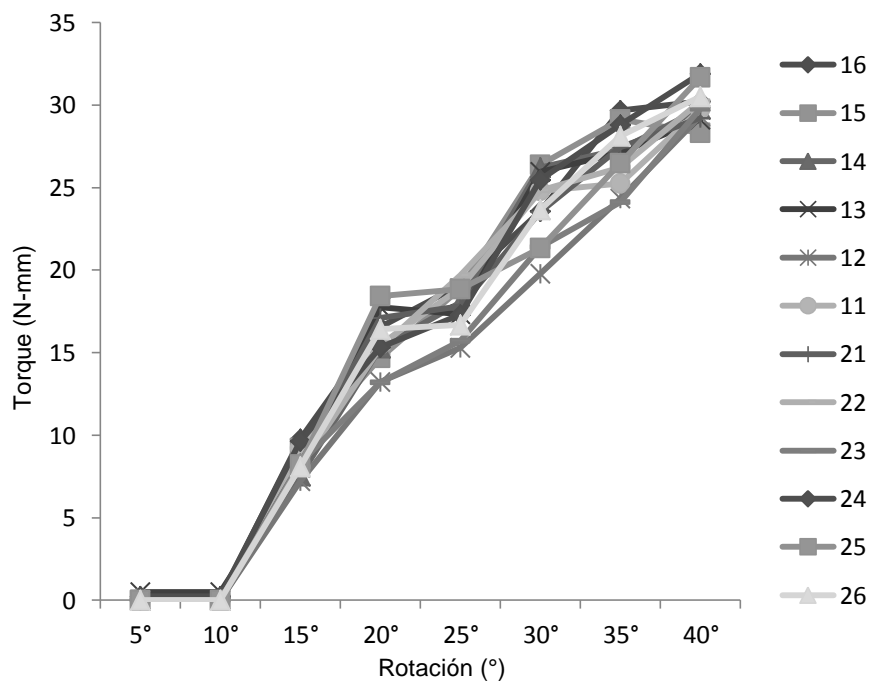
En la gráfica 7 se presentan los torques obtenidos cuando se realizó la experimentación con el arco 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35°. Se observan torques menores que en los brackets nuevos, sin embargo no son significativos debido a la flexibilidad que ofrece el arco térmico.



Gráfica 7. Resultados de torques obtenido con brackets usados con la configuración 0.014 x 0.025 CuNiTi 35°.

Como se puede observar, existe nula o mínima expresión de torque durante la torsión a los 5° y 10° debido al juego de torque que tiene la ranura del bracket. Sin embargo la expresión de torque es inmediata cuando se aplica la torsión a los 15°. En esta ocasión, el torque máximo obtenido fue de 9.51 N-mm, 0.14 N-mm menos que en la misma configuración utilizando brackets nuevos. Aunque este resultado no es concluyente se observa una expresión de torque menor en algunos otros brackets.

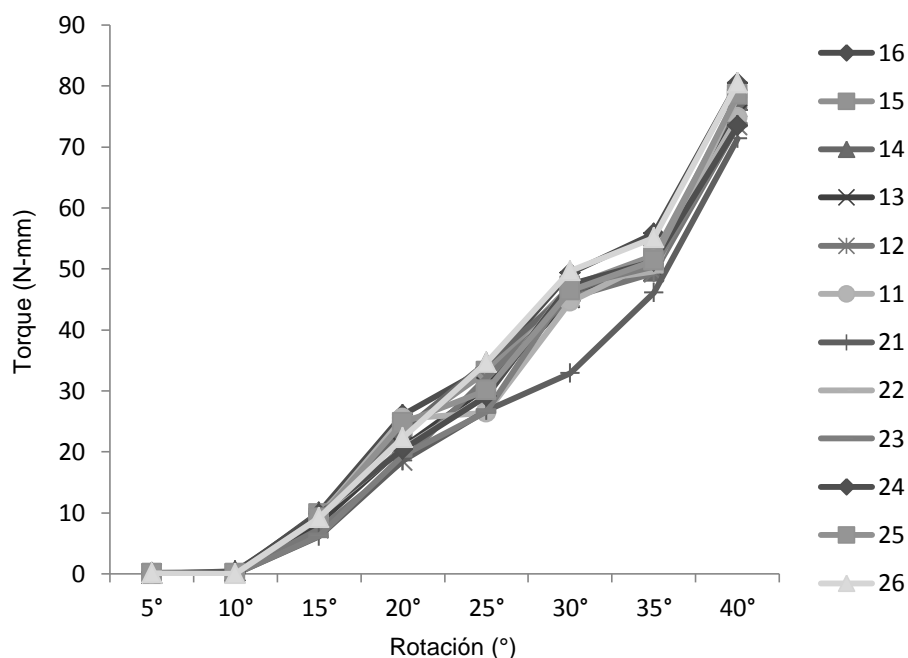
En la gráfica 8 se expresan los resultados de los torques obtenidos con la configuración del arco 0.018 x 0.025-in CuNiTi 35°.



Gráfica 8. Resultados de torques obtenido con brackets individuales usados con la configuración 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35°.

De igual forma se aprecian torques máximos obtenidos de menor fuerza que en la misma configuración utilizando brackets nuevos donde el torque máximo obtenido fue de 9.51 N-mm, 0.09 N-mm más que en el máximo torque obtenido en esta configuración, sin embargo existen diferencias mayores con otros brackets, estos resultados serán analizados más a fondo en la discusión de resultados.

En la gráfica 9 se expresan los torques obtenidos con la configuración de brackets individuales utilizando el arco 0.019 x 0.025-in ss.



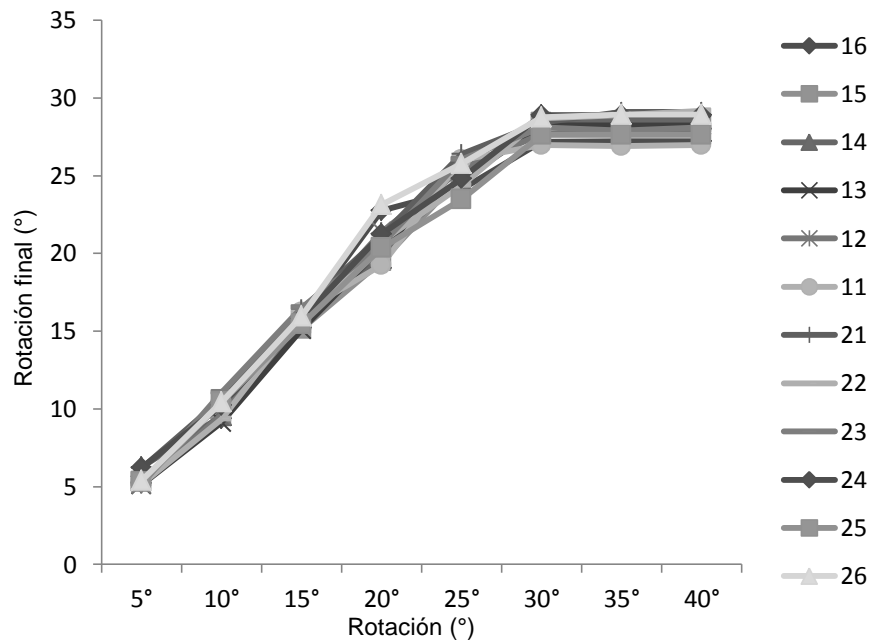
Gráfica 9. Resultados de torques obtenidos con brackets individuales usados con la configuración 0.019 x 0.025-in ss.

En este caso también se aprecian torques menores que en la configuración con brackets nuevos y cada vez son más significativos, en este caso el torque mayor obtenido fue de 31.66 N-mm, 1.89 N-mm más que en la configuración en la que se utilizaron brackets nuevos. Se aprecia nula o mínima expresión de torque durante la rotación de 5° o 10° debido al juego de torque de la ranura del bracket con el arco a pesar del incremento del calibre del arco.

6.4 Resultados de rotación de brackets usados.

Los siguientes resultados expresan las rotaciones obtenidas cuando se le aplicó una rotación al arco por un extremo y se registró la rotación por medio del sensor de rotación del otro extremo. Los resultados fueron concentrados en una tabla y son representados en las siguientes gráficas.

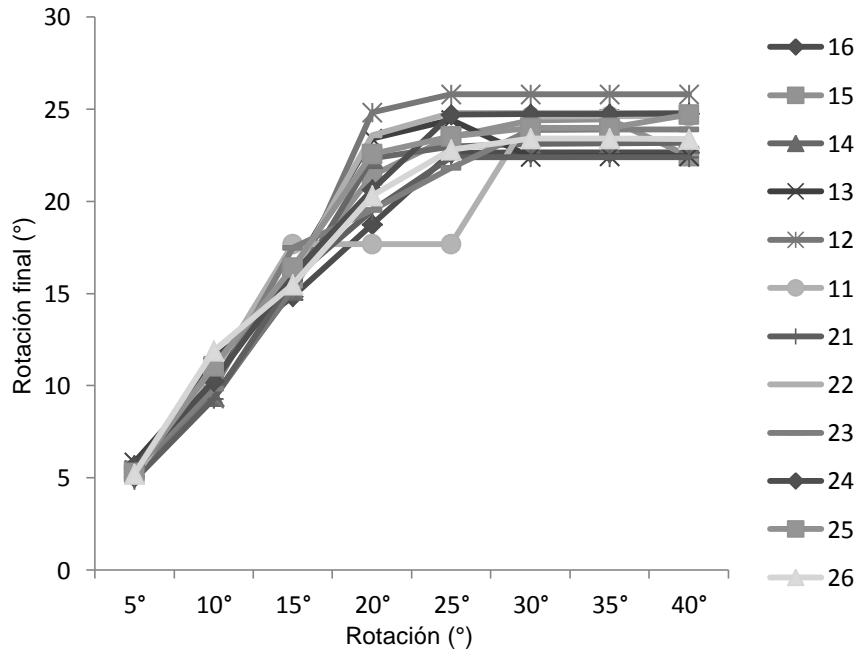
En la gráfica 10 se expresan los resultados de rotación obtenidos con la configuración de brackets de forma individual utilizando el arco 0.014 x 0.025 CuNiTi 35°.



Gráfica 10. Resultados de rotaciones obtenidas con brackets individuales usados con la configuración 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35°.

En este caso los resultados obtenidos son muy parecidos cuando se realiza el experimento utilizando los brackets nuevos y no se encuentran diferencias mayores debido a que el arco 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35° no ejerce mucha fuerza ni llena por completo la ranura del bracket. La rotación máxima obtenida fue de 29.1°, 1.39° menos que en la configuración utilizando brackets nuevos. Sin embargo no es concluyente esta información la cual será analizada más adelante.

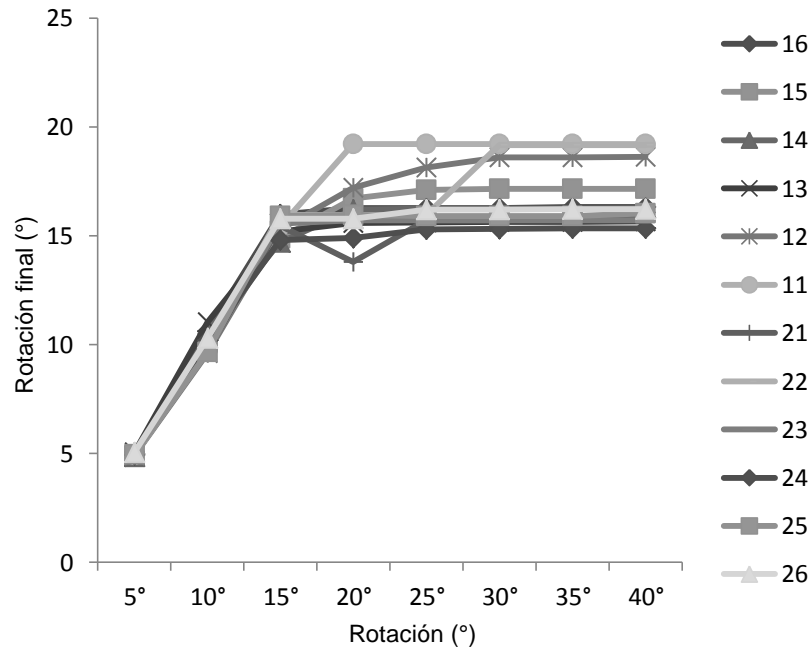
En la gráfica 11 se expresan los resultados de rotación obtenidos de realizar la prueba con la configuración de bracket individuales usados utilizando el arco 0.018 x 0.025-in 35° CuNiTi.



Gráfica 11. Resultados de rotaciones obtenidas con brackets individuales usados con la configuración CuNiTi 35° 0.018 x 0.025-in.

En este caso se observan resultados parecidos a la prueba utilizando brackets nuevos, sin embargo, con este arco ya se observan algunas rotaciones mayores. En el caso del bracket 11 se encontraron dos planicies, la primer planicie sugiere que existió una liberación súbita del arco aunque se le aplicó una rotación constante, esto indica que posiblemente existió un atoramiento o *“notching”*. Esta situación será corroborada más adelante mediante la inspección del bracket por medio del SEM.

En la gráfica 12 se expresan los resultados obtenidos de realizar la prueba con la configuración de bracket individual utilizando el arco 0.019 x 0.025-in ss.



Gráfica 12. Resultados de rotaciones obtenidas con brackets individuales usados con la ss 0.019 x 0.025-in.

En este caso se observan las planicies como en la configuración utilizando brackets nuevos. En el bracket 22 se observan dos planicies, las cuales indican una liberación súbita de la rotación del arco dentro la ranura, que infiere la presencia de un atoramiento del arco dentro de la ranura del bracket.

6.5 Resultados de SEM

Los brackets obtenidos de las pruebas fueron analizados por SEM. Se analizaron 3 paredes de las cuatro que tiene el bracket, debido a que el bracket se daña al retirar la compuerta, se omitió el análisis de ésta.

En la figura 10 se explica el diagrama de las paredes del bracket que fueron analizadas, donde la pared número 1 es la cara gingival, la pared número 2 es la cara posterior y la pared número 3 es la cara incisal u oclusal, al mismo tiempo, cada una de las caras fue dividida en dos para facilitar su observación en el microscopio electrónico, analizando finalmente 6 caras.

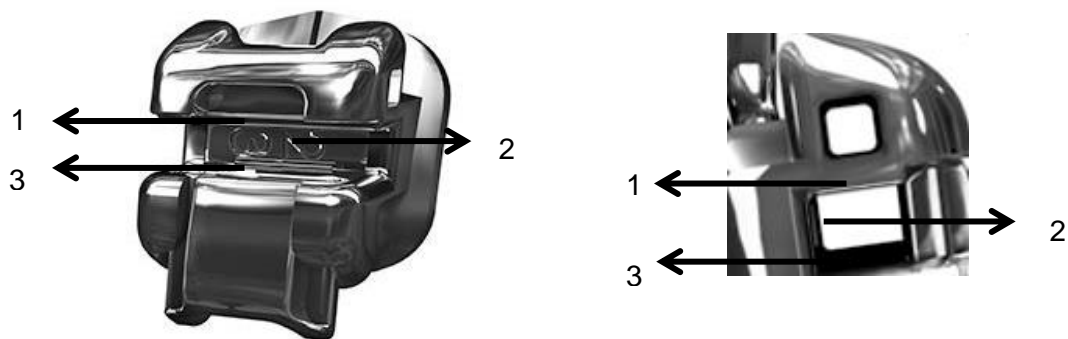


Figura 10. a) Vista frontal del esquema de numeración de las paredes del bracket. Pared gingival (1), pared posterior (2) y pared incisal/oclusal (3)
b) Vista lateral del esquema (acercamiento).

En una tabla se capturaron en las filas el bracket analizado y en las columnas se marcó un recuadro de todas las paredes que fueron dañadas. De tal forma que el bracket mayormente dañado obtuvo el número 6 y el bracket que no fue dañado se le dio el número 0.

Para facilitar la ubicación del desgaste cada una de las paredes fue dividida, a su vez, en dos partes, una mesial y una distal. La simbolización incluirá un número, que corresponde a la pared dañada y una letra, sea “M” (mesial) o “D” (distal) que corresponde a la zona analizada.

En la figura 11 se presentan imágenes de un bracket nuevo analizado. Se observa una superficie rugosa debido a la microestructura del brackets, sin embargo, se observa una continuidad del material en donde no se aprecia ningún desgaste.

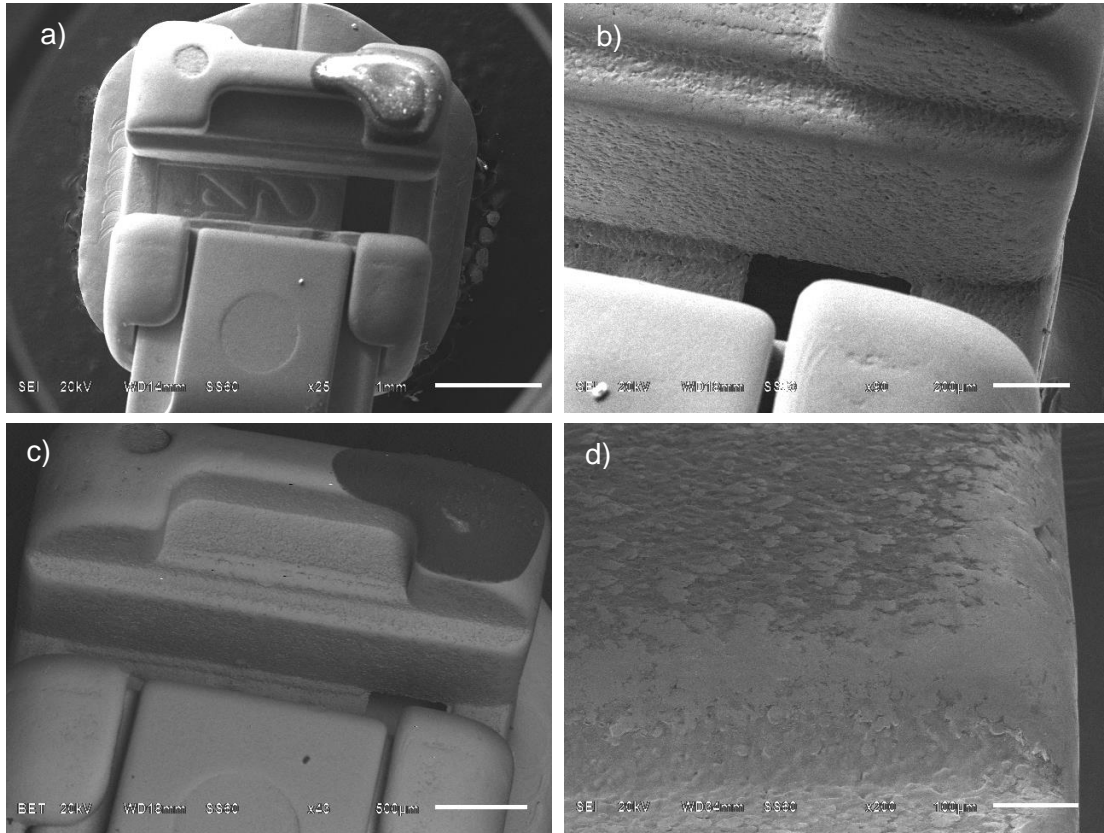
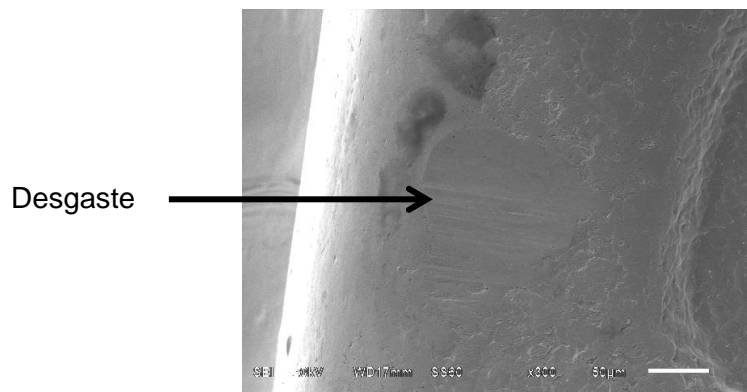


Figura 11. Micrografía del bracket 24. a) Micrografía general, se observa ausencia de desgaste en la pared posterior. b) Pared gingival distal, se observa ausencia de desgastes. c) Pared gingival, se observa ausencia de desgaste. d) Aumento de pared incisal zona distal, se observa ausencia de desgastes.

Se marcó como dañado el bracket que tuviera una pérdida de continuidad del material así como marcas evidentes que representarían un desgaste. En la figura 12, se observa un desgaste típico el cual se le podría asignar a un bracket con el número 1.



En la tabla 7 Figura 12. Bracket 11 dañado en la pared posterior zona distal pared posterior. encuentran los

resultados de los brackets analizados de la configuración 0.014 x 0.025-in CuNiTi 35°.

Tabla 7. Brackets analizados de configuración CuNiTi 35° 0.014 x 0.025-in.

<i>Bracket/Daño</i>	<i>1M</i>	<i>1D</i>	<i>2M</i>	<i>2D</i>	<i>3M</i>	<i>3D</i>	<i>Resultado</i>
16							0
15							0
14		X			X		2
13							0
12			X				1
11		X					1
21							0
22	X		X		X	X	4
23	X						1
24							0
25							0
26							0

En la tabla 8 se encuentran los resultados de los brackets analizados de la configuración 0.018 x x0.025-in CuNiTi 35°.

Tabla 8. Brackets analizados de configuración 0.018 x 0.025-in CuNiTi 35°.

<i>Bracket/Daño</i>	<i>1M</i>	<i>1D</i>	<i>2M</i>	<i>2D</i>	<i>3M</i>	<i>3D</i>	<i>Resultado</i>
16							0
15		X	X	X	X		4
14				X			1
13			X	X	X	X	4
12		X	X	X	X		4
11	X		X	X	X		4
21			X	X	X		3
22				X		X	2
23				X		X	2
24							0
25					X		1
26			X				1

En este caso el daño se observa aumentado, de igual forma, no se observa una secuencia en el daño de la paredes debido a que cada juego de brackets no estuvo sometido a las mismas condiciones bucales pero si al mismo arco.

En la tabla 9 se observan los resultados de los brackets analizados de la configuración 0.019 x x0.025-in ss.

Tabla 9. Brackets analizados de configuración 0.019 x 0.025-in ss.

<i>Bracket/Daño</i>	<i>1M</i>	<i>1D</i>	<i>2M</i>	<i>2D</i>	<i>3M</i>	<i>3D</i>	<i>Resultado</i>
16	x				x		1
15				x	x		2
14			x	x	x		3
13	x	x	x	x			4
12	x			x	x	x	3
11		x	x		x		3
21	x		x	x	x	x	5
22		x	x		x	x	4
23			x	x	x	x	4
24			x	x			2
25					x		1
26		x					1

Una vez finalizadas las pruebas, el juego de brackets sometido a toda la secuencia de arcos, es notable la existencia del daño mayormente en el sector anterior de los brackets y disminuyente hacia la parte posterior.

Análisis de resultados

En la Tabla 10 se muestran los resultados de la regresión lineal múltiple cuando de rotó el arco 5°. No se obtuvieron resultados significativos en esta prueba. Los valores positivos del coeficiente del arco 0.018 x 0.025-in CuNiTi y 0.018 x 0.025-in ss indican la existencia de una diferencia mínima con respecto al resultado de fuerza y de rotación.

Tabla 10. Regresión lineal múltiple al rotar 5°

<i>ΔFuerza</i>	Coef.	e.e.m†	Coef.	e.e.m
Rotación	0.132	0.111	0.131	0.113
Desgaste			-0.014	0.035
18 x 25	0.036	0.104	0.053	0.115
19 x 25	0.009	0.104	0.036	0.126
_cons	-0.016	0.075	-0.006	0.081

* $p \leq 0.1$; ** $p \leq 0.05$; *** $p \leq 0.01$

En la Tabla 11 se muestran los resultados de la regresión lineal múltiple al rotar 10°. En este caso se apreció una reducción no significativa de la diferencia en fuerza; no obstante, al utilizar el arco 0.018 x 0.025-in CuNiTi y el arco de acero se observa una menor fuerza

respecto al arco 0.014 x 0.0125-in CuNiTi. Al incluir el desgaste solo se aprecia la diferencia en el arco de acero.

Tabla 11. Regresión lineal múltiple al rotar 10°

Δ Fuerza	Coef.	e.e.m†	Coef.	e.e.m.
Rotación	-0.002	0.082	-0.034	0.085
Desgaste			-0.070	0.053
18x25	-0.352 *	0.154	-0.260	0.168
19x25	-0.733 ***	0.174	-0.625 ***	0.191
_cons	0.044	0.117	0.112	0.127

* $p \leq 0.01$

** $p \leq 0.05$

*** $p \leq 0.005$

†Error Estándar de Muestra

En la Tabla 11 se muestran los resultados de la regresión lineal múltiple cuando la rotación aumenta a 15°. los resultados comienzan a tener relevancia. La rotación aumenta conforme disminuye la fuerza, y existe una disminución de fuerza importante en el arco 0.019 x 0.025, la prueba linktest demuestra que el resultado es específico.

Tabla 12. Regresión lineal múltiple al rotar 15°

Δ Fuerza	Coef.	e.e.m†	Coef.	e.e.m.
Rotación	-0.313 **	0.184	-0.227	0.168
Desgaste			-0.353 ***	0.123
18x25	-0.060	0.400	0.400	0.395
19x25	-1.024 **	0.474	-0.438	0.474
_cons	-0.286	0.298	-0.066	0.280

* $p \leq 0.01$

** $p \leq 0.05$

*** $p \leq 0.005$

†Error Estándar de Muestra

En el caso de aplicar una rotación de 20° al arco (Tabla 12), se encuentra una relación directa significativa del desgaste con la diferencia de fuerza.

Tabla 13. Regresión lineal múltiple al rotar 20°

Δ Fuerza	Coef.	e.e.m†	Coef.	e.e.m
Rotación	-0.122	0.116	-0.041	0.102
Desgaste			-0.545 ***	0.157
18x25	-0.124	0.546	0.508	0.505
19x25	-1.416 **	0.536	-0.387	0.549
_cons	-0.333	0.375	0.056	0.342

* $p \leq 0.01$

** $p \leq 0.05$

*** $p \leq 0.005$

†Error Estándar de Muestra

Tabla 14. Regresión lineal múltiple al rotar 25°

Δ Fuerza	Coef.	e.e.m†	Coef.	e.e.m
Rotación	-0.262 *	0.155	-0.277	0.137
Desgaste			-0.618 ***	0.197
18x25	-0.145	0.673	0.690	0.653
19x25	-2.484 ***	0.688	-1.230 *	0.728
_cons	-0.121	0.469	0.343	0.441

* $p \leq 0.01$

** $p \leq 0.05$

*** $p \leq 0.005$

†Error Estándar de Muestra

Cuando la rotación es incrementada a 25° se encuentra una diferencia significativa entre la rotación y la fuerza cuando se realiza la prueba en el arco 0.019 x 0.025-in ss, existe el mismo resultado cuando se toma en cuenta el desgaste.

Tabla 15. Regresión lineal múltiple al rotar 30°

Δ Fuerza	Coef.	e.e.m†	Coef.	e.e.m
Rotación	-0.315	0.222	-0.163	0.208
Desgaste			-0.594 ***	0.208
18x25	0.249	0.866	0.663	0.796
19x25	-2.056 **	0.860	-1.239	0.828
_cons	-0.864 *	0.510	-0.282	0.504

* $p \leq 0.01$

** $p \leq 0.05$

*** $p \leq 0.005$

†Error Estándar de Muestra

En la Tabla 14 se muestran los resultados de la regresión lineal múltiple cuando de rotó el arco 30°. Sin embargo, cuando se toma en cuenta el desgaste, se observa que el desgaste es muy significativo y relevante en la diferencia de la fuerza.

Tabla 16. Regresión lineal múltiple al rotar 35°

Δ Fuerza	Coef.	e.e.m†	Coef.	e.e.m
Rotación	-0.244	0.215	-0.079	0.188
Total			-0.690 ***	0.189
18x25	0.366	0.850	0.861	0.734
19x25	-2.480 ***	0.847	-1.521 *	0.766
_cons	-1.084 **	0.504	-0.401	0.467

* $p \leq 0.01$

** $p \leq 0.05$

*** $p \leq 0.005$

† Error Estándar de Muestra

En la tabla 15 se demuestra que los resultados no son significativos cuando no se toma en cuenta el desgaste, sin embargo, cuando se toma en cuenta el desgaste en el arco 0.019 x 0.025-in ss se encuentra la relación directa de la disminución en fuerza.

Tabla 17. Regresión lineal múltiple al rotar 40°

Δ Fuerza	Coef.	s.e.	Coef.	s.e.
Rotación	-0.264	0.247	-0.084	0.213
Desgaste			-0.833 ***	0.221
18x25	-0.384	0.987	0.270	0.848
19x25	-3.311 ***	1.006	-2.123 **	0.903
_cons	-0.602	0.604	0.220	0.553

* $p \leq 0.01$

** $p \leq 0.05$

*** $p \leq 0.005$

† Error Estándar de Muestra

En la tabla 16 se expresan los resultados cuando se corre la regresión lineal. Cuando no se toma en cuenta el desgaste los resultados no son significativos, sin embargo, cuando se toma en cuenta el desgaste, la prueba demuestra especificidad en el desgaste con el arco 0.019 x 0.025-in ss.

Discusión de resultados

La principal limitación del estudio fue el número de observaciones o el número de muestras. La obtención de las muestras implica el retiro de brackets y la colocación de nuevos brackets, lo que somete al paciente a un daño al esmalte innecesario al momento de retirar el adhesivo. Un protocolo especializado de retiro de brackets puede equilibrar la discrepancia que tienen los autores acerca del retiro de brackets sin daño al esmalte. Otro factor importante es determinar la estandarización de pacientes; tener el control de variables como sexo, edad, apiñamiento, procedencia mejorará el resultado del estudio, así como su significancia.

La activación de los arcos CuNiTi es un factor que no es tomado en cuenta al momento de realizar las pruebas. Ninguno de los estudios referenciados en los que se utilizaron arcos CuNiTi se considera la temperatura de activación. El uso de la pistola de calor y la cámara termográfica para controlar la temperatura, garantiza la expresión total de los arcos CuNiTi.

El ángulo de torque ideal clínicamente hablando, nunca ha sido dilucidado, por eso en este estudio se decidió realizar la rotación hasta 40°, que se sabe que no es un rotación clínica aceptable. Un estudio con un menor rango de rotación puede ser más complicado de realizar sin ofrecer un resultado que difiera de este estudio. En el estudio realizado por Major³ al incrementar la rotación después de 47°, en algunos casos se observa una pérdida de torque súbita debido a que la compuerta del bracket se ha desalojado del sistema.

Algunos autores conocen el rol potencial de la deformación del bracket pero los efectos del arco o de la elasticidad del bracket y deformación plástica, no han sido cuantificados.^{2, 61.} Aunque el fabricante menciona una dureza excepcional se indica claramente que existe una deformación del bracket, cuantificar este tipo de deformación es complicado, además, el resultado probaría que existe una deformación más no si esta afecta el biomecánica de los brackets.

La rotación aplicada a los 5° y 10° no arroja ningún resultado significativo en ninguno de los tres arcos estudiados debido a que el sistema Damon, en su bracket Damon Q ranura 22-in permite un juego de torque de $10.5^\circ \pm 0.5^\circ$. A partir de los 15° de rotación aplicada se observa un incremento constante de la fuerza así como una disminución de la rotación resultante. Cuando la rotación se incrementa a los 15° y 25° se encuentran resultados significativos al 90% en el arco 0.018 x 0.025.

Huang⁶ menciona que un valor de torque efectivo oscila entre los 10 – 20 N-mm, mientras que para los dientes anteriores se reporta un valor de 5 N-mm. Esta situación plantea y soporta la hipótesis de investigación puesto que si es posible que el desgaste altere la expresión de torque, ya que en este estudio se encontró una pérdida de hasta 10 N-mm en algunas muestras. Estas cifras comienzan a concordar con las obtenidas a partir de la aplicación de 15°. Cuando se realizó la prueba con el arco 0.014 x 0.025-in CuNiTi

no se encontró una diferencia significativa, además de que se encontró un promedio de pérdida de torque de 0.03 N-mm, con una máxima pérdida de torque de 2.7 N-mm. Para el arco 0.018 x 0.025-in CuNiTi se encontraron diferencias significativas pero únicamente en algunas rotaciones aplicadas, existió un promedio de pérdida de torque de 0.69 N-mm y una pérdida máxima de 4.7°. Para el arco 0.019 x 0.025-in ss se encontraron diferencias significativas en todas las rotaciones aplicadas excepto 5° y 10°, con un promedio de pérdida de torque de 2.4 N-mm y una pérdida máxima de 10.81 N-mm.

Por otro lado Meiling ⁴⁴ afirma que un cambio en el tamaño de la ranura de 43µ puede afectar la expresión de torque en 4.7°. Desafortunadamente nuestra limitación no permite realizar la medición de la profundidad del desgaste por medio del SEM; la inclusión de diferentes variables al modelo de regresión lineal múltiple como la cuantificación de desgaste por medio del daño a las paredes así como realizar una prueba del decremento de la rotación, completaron el modelo estadístico permitiendo demostrar que el desgaste es significativo para afectar la expresión del torque sin la necesidad de medir la profundidad del desgaste. Definitivamente se obtuvieron cambios de 20 brackets para el arco 0.019 x 0.025-in ss, lo que indica que el desgaste es relevante para el cambio de torque.

Otra situación que es mencionada en el estudio es el *notching* o atoramiento del arco en alguna zona de desgaste el cual puede cesar por completo el movimiento dental. Se puede inferir que si en sentido transversal el deslizamiento se detiene, la rotación axial también puede detenerse como se observa en la figura 13.

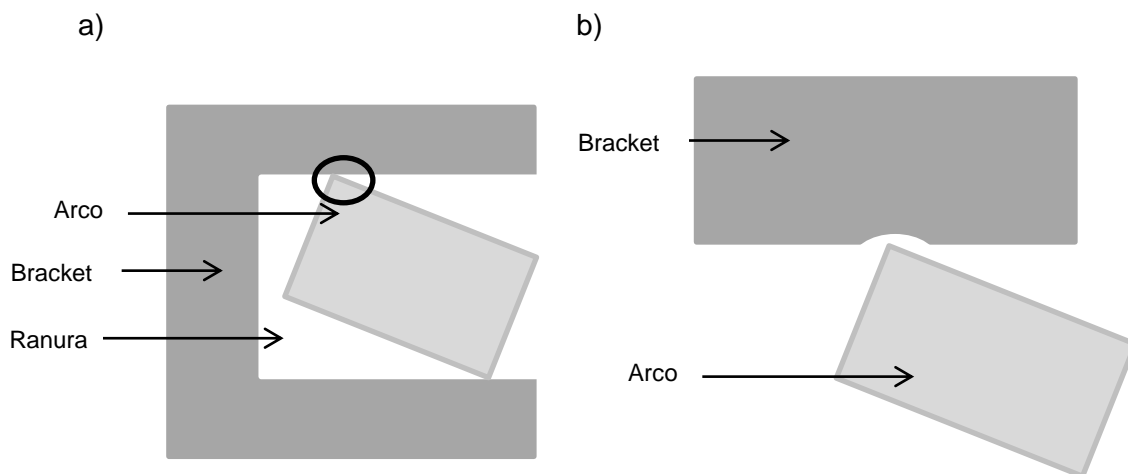


Figura 13. Representación gráfica de un atoramiento visto de forma axial a) Vista frontal de un arco atorándose contra un bracket b) Vistal aumentada de la zona dentro del círculo representando un microdesgaste.

Aunque este efecto no se ha comprobado, en este estudio se presentó en dos ocasiones un resultado que podría significar esta situación. Durante las pruebas de rotación con el arco 0.018 x 0.025-in CuNiTi, en el bracket 11 al realizar una aplicación de 15° se obtiene una rotación de 17.58°, la cual se mantiene durante la rotación aplicada de 20° y 25°, cuando alcanza la rotación aplicada de 30° existe un aumento súbito en la rotación que se

eleva hasta 24.6°, los cuales se mantienen hasta aplicar rotación de 40. De igual forma, en la prueba de rotación con el arco 0.019 x 0.025-in ss, en el bracket 22, se observa una situación parecida, al aplicar la rotación de 15° se registra una rotación de 15.96° la cual se mantiene hasta aplicar 20° y 25°, cuando se alcanza la rotación aplicada de 30° existe un aumento súbito en la rotación a 19.16°, la cual se mantiene hasta aplicar la rotación de 40°. Analizando las tablas de desgaste se observa que a estos brackets se les asignó un valor de 4, el cual no es significativo pero implica la presencia de un daño.

En la práctica clínica, la expresión de torque al momento de la descarga es más relevante que la expresión durante la carga. El arco es rotado para ajustarse a la ranura, y el momento generado conforme el arco regresa al ángulo de giro previo al ajuste resulta en el movimiento radicular deseado. La deformación plástica contribuye a reducir la expresión de torque. Este estudio fue diseñado para investigar el desgaste asociado con el momento del movimiento radicular palatino. Las características del torque y de desgaste pueden ser diferentes si los momentos de rotación son aplicados en sentido vestibular.

Conclusiones

El propósito de este estudio fue conocer la influencia que tiene el desgaste en la expresión de torque en los brackets Damon Q. Se llegaron a las siguientes conclusiones:

Los arcos CuNiTi en ninguna rotación aplicada probaron tener influencia directa en el desgaste con respecto a la disminución de torque y al aumento

El desgaste tiene una influencia directa sobre la disminución de la fuerza y el aumento de rotación cuando existe una rotación aplicada de 15°, 20°, 25°, 30°, 35° y 40° cuando se realizan las pruebas en el arco 0.019 x 0.025-in ss.

El desgaste influye directamente en la pérdida de torque cuando se toman los valores 5 – 20 N-mm. Esta pérdida puede provocar una pérdida de torque de hasta el 50%.

El desgaste que se ocasiona por medio del arco CuniTi compromete la expresión del torque final una vez que se llega al arco de acero.

Las zonas de desgaste dentro de la ranura del bracket con mayor frecuencia están relacionadas directamente con los órganos anteriores. Sin embargo, cuando se incluyó esta variable al modelo, en ningún momento se observó una diferencia de fuerza o rotación significativa al momento de realizar la prueba.

Los resultados demuestran una diferencia significativa de la rotación y el torque en algunos brackets mas no en la arcada completa, por lo que no es prudente recomendar el aumento de calibre para terminar el tratamiento de ortodoncia con este sistema.

La información proporcionada en este estudio se debe interpretar de forma cautelosa, aunque las pruebas fueron realizadas bajo ambientes estrictos de normatividad, los resultados prueban tener un intervalo de confianza alto, por lo que se debe de realizar este estudio con un número mayor de muestras.

Referencias

- ¹ Wagner JA, Nikolai RJ. Stiffness of incisor segments of edgewise arches in torsion and bending. *Angle Orthod* 1985;55:37-50
- ² Fischer-Brandies H, Orthuber W, Es-Souni M, Meyer S. Torque transmission between square wire and bracket as a function of measurement, form and hardness parameters. *J Orofac Orthop* 2000;61:258-65
- ³ Major T., Carey J., Nobes D., Heo G., Major P. Mechanical effects of third-order movement in self-ligated brackets by the measurement of torque expression. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* January 2011; 139: (1), e31-e44
- ⁴ Badawi HM, Toogood RW, Carey JPR, Heo G., Major P. Torque expression of self-ligating brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* May 2008. Volume 133, Number 5 721-727
- ⁵ Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:323-8.
- ⁶ Huang Y, Keilig L., Rahimi A., Reimann S., Eliades T., Jäger A. Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. November 2009. Volume 136, Issue 5, November 2009, Pages 638–643
- ⁷ Macapanpan LC, Weinmann JP. The influence of injury to the periodontal membrane on the spread of gingival inflammation. *J Dent Res*. 1954;33(2):263-72.
- ⁸ Heller IJ, Nanda R. Effect of metabolic alteration of periodontal fibers on orthodontic tooth movement. An experimental study. *Am J Orthod*. 1979;75(3):239-58.
- ⁹ Hamaya M, Mizoguchi I, Sakakura Y, Yajima T, Abiko Y. Cell death of osteocytes occurs in rat alveolar bone during experimental tooth movement. *Calcif Tissue Int*. 2002;70(2):117-26.
- ¹⁰ Odegaard J, Meling T, Meling E. An evaluation of the torsional moments developed in orthodontic applications. An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;105:392-400.
- ¹¹ Flores DA, Choi LK, Caruso JM, Tomlinson JL, Scott GE, Jeiroudi MT. Deformation of metal brackets: a comparative study. *Angle Orthod* 1994;64:283-90.
- ¹² Burstone CJ. Variable modulus orthodontics. *Am J Orthod* 1981;80:1-16
- ¹³ Sebanc J, Brantley WA, Pincsak JJ, Conover JP. Variability of effective root torque as a function of edge bevel on orthodontic arch wires. *Am J Orthod* 1984;86:43-51.
- ¹⁴ Meling TR, Odegaard J, Meling EO. On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;111:310-20.
- ¹⁵ Pandis N, Polychronopoulou A., Eliades T., Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: A prospective clinical trial of treatment duration and dental effects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, August 2007; 132 (2): pp. 208-2015.
- ¹⁶ Harradine HNW. Self-ligating brackets: where are we now? *J Orthod* 2003;30:262-73.
- ¹⁷ Sathler R. Gonçalves R.S., Janson G., Castello N.C., Zanda M. Demystifying self-ligating brackets. *Dental Press J Orthod* 2011 Mar-Apr;16(2):50.e1-8
- ¹⁸ Khambay B, Millett D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. *Eur J Orthod* 2004;26: 327-32.

-
- ¹⁹ Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:395-402.
- ²⁰ Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:670-5.
- ²¹ Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod* 1998;20:589-96.
- ²² Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:416-22.
- ²³ Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 1998;20:283-91.
- ²⁴ David B. The Damon Passive Self-Ligating Appliance System *Semin Orthod* 2008;14:19-35.
- ²⁵ Sayed Y.M., Gaballah S.M., Shourbagy E. M. Effectiveness of the Damon system in the treatment of nonextraction orthodontic cases. *Tanta Dental Journal* 13:18–27.
- ²⁶ Valores aportados por el fabricante.
- ²⁷ Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. *Contemporary orthodontics*. 4th ed. St Louis: Mosby Elsevier; 2007.
- ²⁸ Mirjalili M., Momeni M., Ebrahimi N., Moayed. Comparative study on corrosion behaviour of Nitinol and stainless steel orthodontic wires in simulated saliva solution in presence of fluoride ions. *Materials Science and Engineering C* 33 (2013) 2084–2093.
- ²⁹ Seyyed Aghamiri S., Nili Ahmadabadi M., Raygan Sh. Combined effects of different heat treatments and Cu element on transformation behavior of NiTi orthodontic wires. *J Mechanical Behavior of Biomedical Materials*; April 2011, 4, (3), pp 298–302
- ³⁰ Krishnan M, Seema S, Tiwari B, Sharma SH, Londhe GS, Arora GV. Surface characterization of nickel titanium orthodontic arch wires *MJAFI* 71 (2015) S340 eS345
- ³¹ Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire: A new orthodontic allo. *Am J Orthod* 87:445-452, 1985.
- ³² Kusy RP, Whitley, 2007. Thermal and mechanical characteristics of stainless steel, titanium–molybdenum, and nickel–titanium archwires. *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.* 131, 229–237.
- ³³ Gil, F.J., Planell, J.A., 1999. Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni–Ti shape memory alloys for orthodontic applications. *J. Biomed. Mater. Res. Part B: Appl. Biomat.* 48 (5), 682–688
- ³⁴ Gravina MA., Canavaro C., Elias CN., Chaves MGAM., Brunharo IHVP., Quintão CCA. Mechanical properties of NiTi and CuNiTi wires used in orthodontic treatment. Part 2: Microscopic surface appraisal and metallurgical characteristics. *Dental Press J Orthod.* 2014 Jan-Feb;19(1):69-76.

-
- ³⁵ Rapijko C, Fouvrya S, Grosogeat B, Wendler B. A representative ex-situ fretting wear investigation of orthodontic arch-wire/bracket contacts. *Wear* 266 (2009) 850–858.
- ³⁶ Fourie Z., Ozcan M. Sandham A, Effect of dental arch convexity and type of archwire on frictional forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, July 2009; 136, (1): pp 14e1-14e7.
- ³⁷ Matarese G., Nucera R, Militi A., Mazza M., Portelli M., Festa F., Cordasco G. Evaluation of frictional forces during dental alignment: An experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, May 2008, 133, (5): 708-715.
- ³⁸ Meriam, J. L.; Kraige, L. G. (2002). *Engineering Mechanics* (fifth ed.). John Wiley & Sons. p. 328. ISBN 0-471-60293-0.
- ³⁹ Johnston, E. Russel, Jr. (1996). *Vector Mechanics for Engineers* (Sixth ed.). McGraw-Hill. p. 397. ISBN 0-07-297688-8.
- ⁴⁰ Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100:513-22.
- ⁴¹ Drescher D, Bourauel C, Schumacher H-A. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:397-404.
- ⁴² Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1980;78:593-609.
- ⁴³ Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod* 1999;21: 199-208.
- ⁴⁴ Meling TR., Odegaard J., Meling EO, “On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion,” *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 111, no. 3, pp. 310–320, 1997.
- ⁴⁵ Huang Y., Keilig L., Rahimi A., Reimann S., Eliades T., Jäger A., Bourauel C. Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Volume 136, Number 5, 638-643
- ⁴⁶ Rabinowicz, E. (1995). *Friction and Wear of Materials*. New York, John Wiley and Sons.
- ⁴⁷ Peterson, M.B.; Winer, W.O. (1980). *Wear Control Handbook*. New York: American Society of Mechanical Engineers (ASME).
- ⁴⁸ Zinelis S., Eliades T., Pandis N., Eliades G., Bouraueld C. Why do nickel-titanium archwires fracture intraorally? Fractographic analysis and failure mechanism of in-vivo fractured wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. November 2005, Volume 132, Number 1, 84-89
- ⁴⁹ Renz A., Khader I., Kailer A. Tribochemical wear of cutting-tool ceramics in sliding contact against a nickel-base alloy. *Journal of the European Ceramic Society* 36 (2016) 705–717.
- ⁵⁰ Parsaeiana P., Ghanbarzadeha A., Marcel C.P. Eijkb V., Nedelcu I., Morina A., Nevillea A. Study of the Interfacial Mechanism of ZDDP Tribofilm in Humid Environment and its Effect on tribochemical Wear; Part II: Numerical. *Tribology International* Volume 107, March 2017, Pages 33–38.

-
- ⁵¹ Eliades T, Athanasiou AE. in vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release and biocompatibility. *Angle Orthod* 2002;72:222-37.
- ⁵² Eliades T, Eliades G, Zinelis S, Athanasiou AE. Nickel content of as-received, retrieved, and recycled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:217-20.
- ⁵³ Czichos, H. (1974). Failure criteri in thin film lubrication – the concept of a failure surface.” *Trib. Int.* 7 “ 14-20.
- ⁵⁴ Huang T.H., Guo J.U., Kao C.T.. A comparison of the friction associated with diamond-like carbon (DLC) or titanium nitride (TiN) plating metal brackets. *Surface & Coatings Technology* 205 (2010) 1917–1921.
- ⁵⁵ Ortiz A.J., Fernández E., Vicente A., Calvo J.L, Ortiz . Metallic ions released from stainless steel, nickel-free, and titanium orthodontic alloys: Toxicity and DNA damage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Volume 140, Issue 3, September 2011, Pages e115-e122
- ⁵⁶ Kao C.T., Guo J.U, Huang T.H. Comparison of friction force between corroded and noncorroded titanium nitride plating of metal brackets. *Am Journal of Orthod and Dent Orthop*, Volume 139, Issue 5, May 2011, Pp 594-600
- ⁵⁷ Liu C., Lin G., Yang D., Qi M. In vitro corrosion behavior of multilayered Ti/TiN coating on biomedical AISI 316L stainless steel. *Surface and Coatings Technology*, Vol 200, Issues 12–13, 31 March 2006, Pp 4011-4016
- ⁵⁸ Mockers O., Deroze D., Camps J. Cytotoxicity of orthodontic bands, brackets and archwires in vitro. *Dental Materials*, Vol 18, Issue 4, June 2002, Pages 311-317.
- ⁵⁹ Bakhtari A., Bradley T.G., LobbW. K., Berzins D.W. Galvanic corrosion between various combinations of orthodontic brackets and archwires. *Am Jo of Orthoand Dent Orthop*, Vol 140, Issue 1, July 2011, Pages 25-31
- ⁶⁰ Thorstenson GA, Kusy RP, 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;120:361-70.
- ⁶¹ Morina E, Eliades T, Pandis N, Jager A, Bourauel C. Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. *Eur J Orthod* 2008;30:233-8.