

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA



**COMPARACIÓN IN VITRO DE RESISTENCIA A LA FATIGA
CÍCLICA DE PROTOTIPO LIMA KERR, EDGE ENDO X7 Y
VORTEX BLUE EN ROTACIÓN CONTÍNUA.**

TRABAJO TERMINAL QUE PARA OBTENER EL DIPLOMA DE
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

PRESENTA

FERNANDO GARCÍA VALDEZ

PRESIDENTE

DRA. ANA GABRIELA CARRILLO VÁRGUEZ

SINODAL

SINODAL

DRA. MARÍA ELENA DE LOS ANGELES HOFMANN SALCEDO

C.D.E.E LUIS HERNÁN CARRILLO VÁRGUEZ

TIJUANA, BAJA CALIFORNIA. JUNIO, 2017

**COMPARACIÓN IN VITRO DE RESISTENCIA A LA FATIGA
CÍCLICA DE PROTOTIPO LIMA KERR, EDGE ENDO X7 Y
VORTEX BLUE EN ROTACIÓN CONTÍNUA.**

TRABAJO TERMINAL QUE PARA OBTENER EL DIPLOMA
EN ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA,
PRESENTA:

Fernando García Valdez

DIRECTOR

DRA. ANA GABRIELA CARRILLO VÁRGUEZ

CO-DIRECTOR

DRA. MARÍA ELENA DE LOS ANGELES HOFMANN

CO-DIRECTOR

C.D.E.E LUIS HERNÁN CARRILLO VÁRGUEZ

TIJUANA, BAJA CALIFORNIA. JUNIO, 2017

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

Tijuana, BC a 29 de Mayo de 2017

AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo:
**COMPARACIÓN IN VITRO DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE
PROTOTIPO LIMA KERR, EDGE ENDO X7 Y VORTEX BLUE EN
ROTACIÓN CONTÍNUA.**

Propuesto por el **CD Fernando García Valdez**, fue revisado y ha sido aprobado para su impresión.

Por lo que el sustentante puede continuar con el proceso del examen recepcional.

A T E N T A M E N T E

DRA. ANA GABRIELA CARRILLO VÁRGUEZ

PRESIDENTE

Ccp.- Archivo.

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

Tijuana, BC a 29 de Mayo de 2017

AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo:
**COMPARACIÓN IN VITRO DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE
PROTOTIPO LIMA KERR, EDGE ENDO X7 Y VORTEX BLUE EN
ROTACIÓN CONTÍNUA.**

Propuesto por el **CD Fernando García Valdez**, fue revisado y ha sido aprobado para su impresión.

Por lo que el sustentante puede continuar con el proceso del examen recepcional.

A T E N T A M E N T E

DRA. MARÍA ELENA DE LOS ANGELES HOFMANN SALCEDO

SINODAL

Ccp.- Archivo.

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

Tijuana, BC a 29 de Mayo de 2017

AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo:
**COMPARACIÓN IN VITRO DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE
PROTOTIPO LIMA KERR, EDGE ENDO X7 Y VORTEX BLUE EN
ROTACIÓN CONTÍNUA.**

Propuesto por el **CD Fernando García Valdez**, fue revisado y ha sido aprobado para su impresión.

Por lo que el sustentante puede continuar con el proceso del examen recepcional.

A T E N T A M E N T E

C.D.E.E LUIS HERNÁN CARRILLO VÁRGUEZ

SINODAL

Ccp.- Archivo.

ÍNDICE

• RESUMEN.....	1
• ABSTRACT.....	2
• INTRODUCCIÓN.....	3
• Antecedentes.....	3
• Marco Teórico	9
• El instrumento rotatorio.....	10
• Método de Fabricación.....	21
• Fractura de los instrumentos.....	24
• Fatiga Cíclica.....	27
• Factores predisponentes a la fractura de instrumentos.....	32
• Sistema Edge Endo X7 (Edge Endo, Albuquerque, NM).....	37
• Sistema Vortex Blue (Denstply, Tulsa Dental).....	40
• Morfología de sistema de conductos.....	43
• JUSTIFICACIÓN.....	46
• PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	47
• HIPÓTESIS.....	49
• OBJETIVOS.....	50
• Variables dependiente e independiente.....	51
• Tipo de estudio.....	52
• Universo de estudio.....	52
• Criterios de inclusión.....	53
• Criterios de exclusión.....	53
• Metodología	54
• Materiales.....	55

- **Diseño de la muestra.....57**
- **RESULTADOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....68**
- **Análisis estadístico.....77**
- **Discusión.....83**
- **CONCLUSIONES.....87**
- **AGRADECIMIENTOS.....88**
- **DEDICATORIA.....90**
- **REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....91**

RESUMEN

Introducción: El objetivo de este estudio fue comparar la resistencia a la fatiga cíclica de Prototipo de Kavo Kerr (Sybron Endo), Edge Endo X7 (Edge Endo, Albuquerque, NM) y Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental) cuando son girados de forma continua. **Materiales y métodos:** se utilizaron 30 limas de Niquel-Titanio (10 Prototipo Kavo Kerr 25/.06, 10 Edge Endo X7 25/.06 y 10 Vortex Blue 25/.06) divididas en 3 grupos experimentales: Grupo KK, instrumentos prototipo Kavo Kerr; Grupo EE, instrumentos Edge Endo X7; Grupo VB, instrumentos Vortex Blue; todos en rotación continua. Fueron analizados bajo microscopio clínico y metalográfico invertido para descartar fisuras o defectos de fábrica. Posteriormente fueron girados en un canal simulados de acero inoxidable, con un radio de curvatura de 5mm y un ángulo de curvatura de 60° hasta la fractura y se registró visualmente y con cronómetro digital. Posteriormente se hizo un promedio de número de ciclos hasta la fractura para cada grupo y se realizó un análisis estadístico. Los fragmentos fueron observados bajo microscopio electrónico de barrido para realizar fractografía. **Resultados:** Realizando la prueba *t* de *student*, Edge Endo X7 fue el más resistente a la fatiga cíclica que prototipo Kavo Kerr y Vortex Blue. **Conclusiones:** Las limas Edge Endo X7 fueron las que mostraron mayor resistencia a la fatiga cíclica, comparado con Vortex Blue y Prototipo Kavo Kerr. Las limas Prototipo Kavo Kerr son las que se fracturan más rápido, eso quiere decir a una menor cantidad de ciclos que Edge Endo X7 y Vortex Blue.

ABSTRACT

Introduction: The purpose of this study was to evaluate the cyclic fatigue resistance of Prototype Kavo Kerr (Sybron Endo), Edge Endo X7 (Edge Endo, Albuquerque, NM) and Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental) in continuous rotation motion. **Materials and methods:** 30 new nickel-titanium rotary files (10 Prototype Kerr Kavo 25/06, 10 Edge Endo X7 25/06 10 Vortex Blue 25/06) were tested and divided in 3 experimental groups: group KK, Prototype Kavo Kerr; group EE, Edge Endo X7 files; Group VB, Vortex Blue instruments. All the instruments were used in continuous rotation motion. Before the test, all the instruments were observed with a Surgical Operating Microscope and with an Inverted Metallurgical Microscope to discard manufacturing defect. Subsequently they were rotated in a simulated stainless steel channel, with a radius of curvature of 5mm and an angulation of curvature of 60° until fracture and were registered visually and with digital chronometer. An average number of cycles up to the fracture were then performed for each group and a statistical analysis was performed. After the test, all instruments were observed through Scanning Electron Microscopy to evaluate type of fracture. **Results:** Performing *Student's t test*, Endo X7 Edge was the most resistant to cyclic fatigue prototype than Kavo Kerr and Vortex Blue. **Conclusions:** EdgeEndo X7 files showed greater cyclic fatigue resistance, compared with Vortex Blue and Prototype Kavo Kerr. Prototype Kavo Kerr files are the ones that fracture faster, that means a lower number of cycles than Edge Endo X7 and Vortex Blue.

INTRODUCCIÓN

Antecedentes

La separación de instrumentos de NiTi puede ser un gran problema durante el tratamiento de conductos, ya que puede comprometer el pronóstico cuando no es posible retirar el fragmento. La fatiga cíclica y fatiga torsional juegan un papel importante como factores que inducen la fractura de instrumentos rotatorios y pueden interactuar de manera que la combinación de ambas fuerzas pueden potencializar el riesgo a la fractura.

Los instrumentos de NiTi son procesados por un tratamiento térmico una vez terminado su obraje con el objetivo de mejorar su flexibilidad, fuerza y modificar la estructura cristalina de la aleación para aliviar algo de estrés interno causado por el proceso de obraje. Clínicamente, los instrumentos endodónticos son diseñados para preparar el conducto en presencia de una solución irrigante y estas condiciones ambientales pueden modificar el origen de la fractura que se produce al iniciar un proceso de fatiga cíclica y su propagación.

El tratamiento térmico de los instrumentos Niti, su sección transversal, velocidad de rotación y métodos de manufactura son

parámetros que se conoce ejercen influencia sobre la resistencia de los instrumentos, sin embargo existe debate entre cuál es el mejor movimiento de acción para los sistemas rotatorios.

En el 2011, Pedulla et al., publicaron un estudio in vitro donde se evaluaba la resistencia a la fatiga cíclica de tres instrumentos de Níquel-Titanio después de su inmersión en hipoclorito de sodio simulando condiciones similares a sus uso dentro de la terapia endodóntica. Los instrumentos evaluados fueron Twisted Files (SybronEndo, Orange, California), Revo S SU files (Micro Mega, Besancon, Francia), y Mtwo files (Sweden y Martina, Padova, Italia). Todos los instrumentos evaluados tenían un calibre y conicidad de 25/.06 respectivamente. Se dividieron en 5 grupos por cada casa comercial. El primer grupo se utilizó como control. Los grupos 2 a 5 fueron sumergidos dentro de un recipiente con solución de hipoclorito de sodio al 5.25% a una temperatura de 37. Los grupo 2 y 3 fueron sumergidos estáticamente por 5 y 1 minutos, respectivamente, mientras que los grupos 4 y 5 fueron sumergidos dinámicamente utilizando un motor endodóntico girando a una velocidad constante de 300 rpm por 5 y 1 minutos, respectivamente. La prueba de fatiga cíclica fue realizada con un aparato metálico fabricado con conductos artificiales

a diferentes angulaciones. Se obtuvieron como resultados que no había diferencias significativas en los 5 grupos excepto en dos casos. El grupo 2 de Twisted file fue más resistente a la fatiga cíclica que el mismo grupo de Mtwo, y en el grupo 5, Mtwo fue más resistente que el mismo grupo que Revo.

En el 2014, Gianluca Plotino et al., publicaron un estudio in vitro donde se evaluaba la resistencia a la fatiga cíclica de dos instrumentos de Níquel-Titanio. Los instrumentos evaluados fueron Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) y Profile Vortex nickel-titanium (Dentsply Tulsa Dental). Todos los instrumentos evaluados tenían que ser idénticos del mismo calibre y conicidad (15/.04, 20/.06, 25/.04, 25/.06, 30/.06, 35/.06, y 40/.04). Se dividieron en 2 grupos por cada sistema rotatorio los cuales cada uno contaban con 10 limas rotatorias, resultando un total de 140 limas probadas.

Todos los instrumentos fueron rotados a las RPM del fabricante en un conducto simulado con un ángulo de curvatura de 60° y un radio de 5mm hasta que se diera la fractura. El número de ciclos y el tamaño de la fractura fueron grabados en cada instrumento de cada grupo. Los valores

medios y la desviación estándar fueron calculados, con el análisis de variación de la prueba de T Bonferroni, la cual tiene un nivel confiable del 95%. Los resultados arrojados por este estudio mostraron que existe una diferencia estadística significativa a la fatiga cíclica de ($P < .05$), fue notada en todos los tamaños excepto en el calibre y conicidad de 15/.04 ($P = 1.000$). Y no hubo diferencia significativa en todos los grupos en términos de la longitud de la porción fracturada. En conclusión Vortex Blue mostró mayor resistencia a la fatiga cíclica que Profile Vortex en las mismas medidas.(16)

En el 2014 Harrison H Nguyen & Cols., publicaron un estudio in vitro donde se evaluaba la resistencia a la fatiga cíclica de tres instrumentos de Níquel-Titanio. Los instrumentos rotatorios evaluados fueron Pro-Taper Next (PTN; Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), ProTaper Universal (PTU, Dentsply Tulsa Dental Specialties), and Vortex Blue (VB, Dentsply Tulsa Dental Specialties). Se utilizaron 20 instrumentos para cada tamaño de Pro-Taper Next X1 – X5, ProTaper Universal S1 – F5, Vortex Blue 20/.04 – 50/.04 un total de 380 instrumentos rotatorios, los cuales fueron rotados hasta su fractura en un conducto simulado con un ángulo de 90° con un

radio de 5mm. El número de ciclos (NFC) fue calculado con el análisis de Weibull , la cual tiene un nivel confiable del 99%. Los resultados arrojados por este estudio mostraron que VB mostró mayor resistencia a la fatiga cíclica que Pro-Taper Next y mucho mayor que ProTaper Universal. El análisis de Weibull parece ser un modelo factible y clínicamente potencial para predecir la resistencia a la fatiga cíclica. (17)

En el 2015 Duke & Cols., publicaron un estudio in vitro donde se evaluaba la flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica de dos instrumentos de Níquel-Titanio en un conducto artificial y 2 diferentes conductos artificiales con doble curvatura. Los instrumentos evaluados fueron Profile Vortex (Dentsply Tulsa Dental) y Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK). Se utilizó instrumentos calibre 25 y taper .04 (25/.04) los cuales ambos fueron probados en los 3 diferentes conductos el grupo 1 en el conducto con una curvatura de 60° con un radio de 5mm, el grupo 2 en un conducto con doble curvatura la primera en coronal una curvatura de 60° con un radio de 5mm y en apical una curvatura de 30° con un radio de 2mm, el grupo 3 en un conducto con doble curvatura la primera en coronal una curvatura de 60° con un radio de 5mm y en apical una curvatura de 60° con un radio de 2mm . El número de ciclos (NFC) fue grabado y todos

los fragmentos fueron examinados con el microscopio electrónico de barrido. Resultados: En la carga de flexión Vortex Blue fue significativamente menor que Profile Vortex, el grupo 1 fue significativamente mejor que el grupo 2 y 3 en el NFC. En el grupo 1 vortex Blue mostró mayor resistencia a la fatiga cíclica que Profile Vortex, entre el grupo 2 y 3 no hubo diferencia significativa. Conclusión: los canales con doble curvatura representan mucho más estrés sobre la lima lo cual son anatomías desafiantes en las cuales afectaran la resistencia a la fatiga cíclica y flexibilidad. (20)

MARCO TEÓRICO

La endodoncia se define como el área de la odontología que estudia la morfología de la cavidad pulpar, fisiología y patología de la pulpa dental, así como la prevención y tratamiento de las alteraciones pulpares y de sus repercusiones sobre los tejidos periapicales.(18)

La conformación de los conductos radiculares sigue siendo uno de los procedimientos más importantes en el tratamiento de endodoncia. (19) Al contrario de la mayoría de los conductos radiculares curvos, instrumentos de endodoncia se hacen a partir de piezas metálicas rectas. Tienen una tendencia de enderezar el conducto radicular durante la preparación y con frecuencia resultan en errores de procedimiento, como escalones, zipping y transporte.

Durante la terapia endodóntica se utilizan distintos tipos de instrumentos como limas manuales de acero inoxidable, limas manuales de NiTi e instrumentos rotatorios, con el fin de preparar y conformar el canal radicular para su posterior obturación.

El instrumento rotatorio

El Nitinol (NiTi), fue descubierto por casualidad por Buehler & Wang en 1963 mientras buscaban una aleación no magnética, resistente al agua y a la sal, para uso naval (21). Sin embargo, no es hasta 1988 que Walia y cols. describen por primera vez el uso de aleaciones de NiTi en endodoncia, tras utilizar alambre ortodóncico de Nitinol para fabricar limas manuales del número 15, las cuales mostraban 2-3 veces mayor flexibilidad elástica a la flexión y torsión y una resistencia superior a la fractura torsional cuando se las comparaba con instrumentos similares de acero inoxidable. Esta aleación, constituida convencionalmente de un 56% de Níquel y un 44% de Titanio, forma parte de las llamadas aleaciones con memoria de forma y surge ante la rigidez de los instrumentos de acero inoxidable; de esta manera se intenta mejorar la instrumentación de conductos curvos y minimizar el transporte apical (22); desde entonces se hicieron populares por su mayor flexibilidad, habilidad, habilidad de corte, y una preparación más rápida y centrada. La aleación de níquel/titanio ofrece una superelasticidad, término utilizado para caracterizar la propiedad de ciertas aleaciones metálicas al retornar a su forma original, después de librarse de una acción (fuerza) de deformación. Las aleaciones

de níquel/titanio, cuando son sometidas a la deformación de hasta 10% pueden retornar a su forma normal, siendo, por lo tanto, recuperables; mientras las limas de acero inoxidable solamente retornan a su estado inicial cuando la deformación no es superior a 1%.(1)

Las estrategias para aumentar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de NiTi, incluyen mejorar los procesos de fabricación, el uso de nuevas aleaciones y tratamientos térmicos para poder conseguir mejores propiedades mecánicas a la fatiga cíclica. Recientemente, varios fabricantes han desarrollado procesamientos termomecánicos especiales, con el objetivo de producir una aleación superelástica de NiTi que contiene principalmente una fase martensítica estable en condiciones clínicas. Estos nuevos instrumentos de NiTi tratados térmicamente fueron introducidos en el mercado (es decir, R-Phase NiTi, SybronEndo, Orange, CA, M-Wire, Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK y CM Wire, Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH) y mostraron mejores propiedades físicas y mecánicas en comparación con los instrumentos fabricados con la aleación NiTi tradicional. El objetivo final es producir instrumentos los cuales nos proporcionen mayor eficiencia, flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica.

Las primeras limas que se introdujeron, allá por los años 90, estaban fabricadas de la forma más pura de Nitinol comercializada, Nitinol SE508 y fueron las limas Profile . El alambre puro se sometía a templado frío para obtener el diámetro correcto de la sección transversal y después pasaba por termociclado bajo presión. Seguidamente, con el alambre aún virgen, se fabricaba el instrumento rotatorio mediante un proceso de fresado (también denominado grinding). Esta aleación convencional contiene un porcentaje de Níquel aproximado del 54,5- 57%, según autores. Con este tipo de aleación también se han fabricado limas Protaper, K3, RaCe, GT y Flexmaster entre otras.

En el año 2007, se introduce la aleación M-Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialities), una variante de la aleación Nitinol SE508, sometida a un proceso de tratamiento propio, el cual comprende la elaboración del alambre en bruto bajo una tensión específica y unos tratamientos térmicos a diferentes temperaturas, dando como resultado un material que incluye una parte tanto en fase martensítica como fase R premartensítica manteniendo su estado pseudoelástico. Las limas desarrolladas con este tipo de aleación son Profile GT Series X, Profile Vortex y Vortex Blue, cuyos fabricantes defienden una mayor flexibilidad y un aumento de la

resistencia a fatiga cíclica frente a las limas de NiTi convencional. A este respecto, un estudio de Gambarini y cols., mostró que no había diferencias en la resistencia a fatiga cíclica de las limas M-Wire GT series X con limas K3 (de NiTi convencional), aunque sí con las limas Profile y EndoSequence (también fabricadas de NiTi convencional). Sin embargo, otros estudios sí muestran una mayor resistencia a fatiga cíclica de las limas M-Wire.

Poco después, en 2008, SybronEndo desarrolla un nuevo proceso de fabricación con el que aparecen los instrumentos rotatorios TF (Twisted File). Estas limas se crean mediante una transformación de estructura de un alambre de NiTi puro en fase austenita a fase R (estructura intermedia entre austenita y martensita, de forma romboidal) mediante un proceso térmico de calentamiento y enfriamiento, lo cual ocurre dentro de un rango de temperatura muy estrecho. En fase R, el NiTi no puede ser fresado pero sí enrollado o trenzado (twisted), por lo se somete a este proceso junto a una serie de ciclos repetidos de calentamiento y enfriamiento para mantener su nueva forma (R-fase twisted) y volver otra vez a la estructura austenítica. En fase R la aleación muestra sus características de superelasticidad y memoria de forma, por lo que una

lima fabricada de esta aleación debería ser más flexible que las limas existentes hasta ese momento.

Por último, en 2010 se desarrolla la aleación CM-Wire (DS Dental, Johnson City, TN). Las limas con esta aleación han sido fabricadas usando un proceso termomecánico especial que controla la memoria del material, haciéndolas extremadamente flexibles sin la memoria de forma de otras limas de NiTi. En este sentido, en un estudio realizado por Shen y cols., observaron que los instrumentos de CM-Wire eran 300%- 800% más resistentes a la fatiga cíclica que instrumentos hechos de NiTi convencional con el mismo diseño.

Lo que hace que tenga un comportamiento no lineal. Si lo representásemos en una gráfica, la curva resultante podría dividirse en tres partes o fases; la primera parte sería lineal, en la cual la aleación está en una fase cristalina estable (austenítica), la segunda parte también sería lineal pero casi plana, sin cambios, durante la cual el material estaría en una transición de fase austenítica a martensítica, llamada por diferentes autores fase R o premartensítica y una tercera parte extremadamente no lineal, en la cual la aleación estaría en fase martensítica. Las características

y proporciones relativas de cada una de ellas determinarán las propiedades mecánicas del metal.

Respecto a la temperatura, podemos definir la estructura martensítica como la fase de baja temperatura, con una estructura monoclinica B19, y la estructura austenítica como la fase madre o de alta temperatura, que presenta una estructura cristalina cúbica B2. Cuando el NiTi de estructura martensítica se calienta, empieza a cambiar a estructura austenítica. A la temperatura a la cual este fenómeno comienza, se le conoce como temperatura de inicio de transformación de la austenita (A_s) y a la temperatura a la cual se termina, temperatura final de transformación de la austenita (A_f). Cuando se alcanza o se está por encima de dicha temperatura, el material completa su transformación de memoria de forma y muestra sus características de superelasticidad (Figura1).

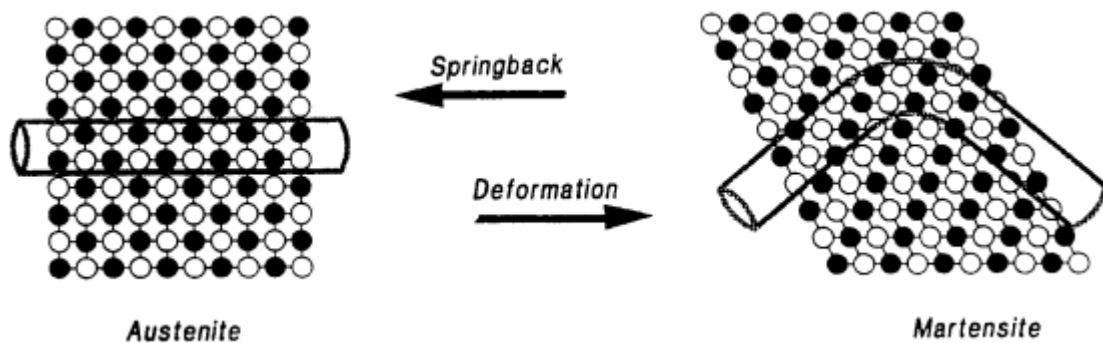


Figura 1. Fases Cristalográficas del NiTi

Del mismo modo, cuando el NiTi en estructura austenítica se enfría, empieza a cambiar a martensita. La temperatura a la cual comienza este fenómeno es denominada temperatura de inicio de transformación de la martensita (M_s), mientras que la temperatura a la cual termina es la temperatura final de transformación de la martensita (M_f). Este fenómeno provoca un cambio en las propiedades físicas de la aleación y da lugar a la característica de memoria de forma. Durante esta transformación, la forma macroscópica de la martensita prácticamente no cambia hasta que se aplica una fuerza externa. En ese momento la forma hexagonal de la martensita será fácilmente deformada por medio de un proceso conocido como detwined martensite o martensita reordenada, obteniéndose así la transformación total de la martensita que según diferentes autores, se convertirá de nuevo en austenita con sólo eliminar esa carga. (Figura 2).

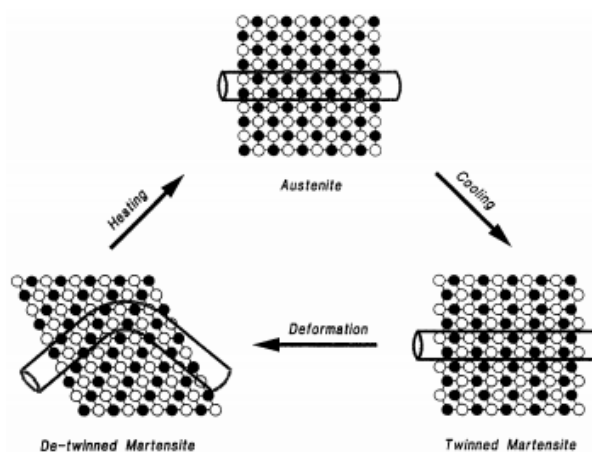


Figura 2. Fases del NiTi, determinadas por presión y temperatura.

La temperatura de transformación influirá en las propiedades mecánicas y el comportamiento del NiTi, el cual puede ser alterado por pequeños cambios en la composición, impurezas y tratamientos térmicos durante el proceso de fabricación.

Hoy día, las limas rotatorias de NiTi son el de elección para instrumentar los conductos radiculares, pues su alta flexibilidad y capacidad de corte permiten hacer preparaciones centradas más rápidamente, lo cual preserva más estructura dentaria y limita el transporte apical. Además, la superelasticidad del NiTi permite mantener el foramen apical en su posición original y no requiere un curvado previo a la instrumentación como con las limas de acero inoxidable. Sin embargo, su principal inconveniente es que tienden a romperse inesperadamente.

Las temperaturas de transición de las diferentes aleaciones, esto es, las temperaturas a las cuales la estructura cristalina cambia de austenita a martensita o viceversa, son el principal determinante de la resistencia a la fatiga cíclica. En este sentido, Brantley y cols. en el año 2002, determinaron que la temperatura final de la austenita (A_f) en los instrumentos de NiTi convencional estaba próxima a los 25°C a

temperatura ambiente, mientras que Alexandrou y cols., mediante la calorimetría de barrido determinaron que ésta era de 34°C. Sin embargo, con las nuevas aleaciones M-Wire y CM-Wire, esas temperaturas de transición han aumentado hasta los 50°C-55°C respectivamente, lo que sugiere que las limas de NiTi convencional tienen una estructura austenítica a temperatura ambiente (y por tanto durante su uso clínico), mientras que las limas con procesamiento térmico (de M-wire y CM-wire) principalmente estarán en fase martensítica (dúctiles, elásticas y fácilmente deformables). Además, el estrés que se requiere para la reorientación martensítica de CM-Wire es mucho menor (unos 128-251 MPa) que el necesario para el NiTi convencional (490-582 MPa) y, ante la presencia de cracks en la superficie, las estructuras austeníticas hacen que se propaguen mucho más rápido que las estructuras de martensita (CM-Wire). Por todo ello, la aleación CM-Wire, es más flexible y resistente a fatiga cíclica que la aleación de NiTi convencional.

Las Limas Vortex NiTi (Dentsply Tulsa Dental) representan la próxima generación de instrumentos, el cual cuenta con el tratamiento M-Wire, un procesamiento patentado por el fabricante para obtener un rendimiento

óptimo en términos de eficiencia, flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica.

Las limas rotatorias Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental) utilizan un nuevo método de procesamiento de NiTi, conocido como Blue Wire el cual resulta en un color azul distintivo debido a una capa visible de óxido de titanio. El procesamiento afirma que reduce el control de memoria con respecto a las limas de NiTi estándar, el cual intenta volver a su forma original debido al control de memoria de estas limas.

Hasta el momento, el proceso de fabricación y el tratamiento térmico de la aleación Vortex Blue no han sido revelados por el fabricante, hasta la fecha sólo se han realizado pocas evaluaciones sobre el efecto de este procesamiento de NiTi para la resistencia a la fatiga cíclica (10).

El níquel-titanio posee una propiedad de efecto de memoria, es decir, que vuelve a su forma inicial, después de la deformación y muestra con ello una gran elasticidad; indicación principal por la cual estos instrumentos no se deben precurvar. (2)

Por otro lado, la deformación plástica de una aleación se caracteriza por su capacidad de sufrir deformaciones permanentes, sin alcanzar la

ruptura. Esta propiedad permite evaluar la capacidad de trabajo mecánico que el material podría soportar, conservando su integridad física.

Las propiedades de control de memoria y superelasticidad están asociadas a una transformación de fase en estado sólido, la transformación martensítica termo-elástica. Se utiliza el término de austenita, o fase beta (β), para la fase madre, estable a altas temperaturas, y el término de martensita, para la fase que proviene de la austenita por una transformación martensítica. Esta es también la fase estable a “bajas” temperaturas (3).

La aleación de níquel-titanio presenta dos fases cristalográficas:

Cuando una lima, fabricada con este tipo de aleación, está en reposo, está se presenta en la fase de austenita, y cuando está en movimiento rotatorio, presenta una deformación conocida como martensita, propia de las aleaciones superelásticas , las cuales son susceptibles a la fractura y la deformación. Así, las limas confeccionadas con aleaciones de níquel-titanio poseen mayor tendencias a la fractura, que las fabricadas con acero inoxidable.

El cambio de austenita a martensita facilita la fractura de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio, el cual es dado por los elevados niveles de estrés (presión y calor), puede ocurrir en dos formas; fractura por torsión y fractura por fatiga de flexión (4).

MÉTODO DE FABRICACIÓN

En cuanto al método de fabricación, repasando la literatura científica se observa que ha habido una importante evolución en este ámbito; existen limas fabricadas con los métodos más convencionales, tipo grinding (o fresado), hasta aquellas fabricadas con tratamientos térmicos combinados. Dentro de las primeras, existen entre otras, las limas Protaper, Profile, K3 y Flexmaster, en las que al microscopio electrónico se han observado hendiduras en su superficie así como rugosidades antes y después de varios ciclos de autoclave; estos defectos de superficie tienden a ser zonas de inicio de microcracks, los cuales pueden propagarse durante los ciclos de tensión-compresión dando lugar a la fractura del instrumento.

Para eliminar las irregularidades y el estrés residual que genera el grinding surgió el electropulido. Este método es aplicado tras el proceso de

grinding para eliminar la capa externa del metal, dejando la superficie libre de contaminantes, microcracks y estrés residual inducido durante el proceso. Se utiliza en limas RaCe y Endosequence entre otras, y consiste en introducir el metal en una solución altamente iónica en la que se pasa una corriente eléctrica para llevar a cabo una remoción electroquímica controlada. Sin embargo, el efecto de este electropulido en la resistencia a la fatiga cíclica todavía es controvertido. Ejemplo de ello es un estudio de Oh y cols., en el que comparan limas RaCe con TF y observan que, a pesar de que las primeras muestran una superficie prácticamente libre de defectos superficiales, los mejores resultados en la resistencia a fatiga cíclica son los de las limas.

La tecnología M-wire fue una de las primeras en las que se trató térmicamente la aleación de NiTi para su uso en endodoncia y hoy día se sabe que, junto al método de fabricación de las limas TF y el de las limas CM-Wire, se han convertido en los más innovadores métodos de fabricación al centrar las mejoras de las propiedades mecánicas del NiTi en el control de su microestructura (y no en reducir los defectos superficiales), mediante tratamientos térmicos capaces de modificar sus temperaturas de transición, que son en definitiva, las determinantes de la

superelasticidad y memoria de forma de las aleaciones de NiTi, lo cual a su vez condiciona la resistencia a la fatiga cíclica de las limas.

Por último, debido a que las propiedades de memoria de forma y superelasticidad son fuertemente dependientes de la historia de tratamiento termomecánico de la lima fabricada, se ha sugerido que el tratamiento térmico adicional de los instrumentos de NiTi durante la esterilización en autoclave podría incrementar su flexibilidad. Sin embargo, como Mize y cols. ya argumentaron en 1998, debido a que las temperaturas de transformación de una estructura cristalina a otra son altas, es poco probable que los tratamientos térmicos resultantes de la esterilización en autoclave tengan efectos significativos en la reordenación de las mismas y por tanto, sólo tendrán efecto positivo en las características de fatiga cíclica si se consiguen temperaturas suficientemente altas durante la esterilización. Aun así, se ha seguido investigando sobre esto con resultados opuestos entre autores, pues Viana y cols., consideran que los métodos de esterilización pueden incrementar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos de NiTi, a diferencia de Gambarini y cols., que refieren una disminución de la resistencia tras los mismos. Por su parte, autores como Mize y cols., o Yared y cols., no

encuentran diferencias significativas en la resistencia antes y después de los ciclos, mientras que Hilfer y cols. y Plotino y cols., observan resultados diferentes dentro de un mismo estudio.

Fractura de los instrumentos

Los instrumentos de NiTi ofrecen excelente flexibilidad y eficiencia de corte, además de poder preservar suficiente estructura dentaria y respetar la anatomía del conducto radicular (5). La fractura de los instrumentos es un evento complejo, multifactorial donde influye tanto el operador, anatomía del conducto, propiedades del instrumento, e influencia del riesgo de fractura. Aumentar la resistencia a la separación de instrumentos ha sido uno de las metas principales de los fabricantes para desarrollar los últimos instrumentos de NiTi, cuyo objetivo es mejorar la seguridad a través de diseños exclusivos y de manufactura. Tratamientos térmicos, como M-Wire (Dentply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), Fase-R (SybronEndo, Orange, CA) y Control de memoria (CM Wire en inglés), ha sido utilizado para optimizar las propiedades mecánicas de los instrumentos rotatorios. El proceso termomecánico es un método

frecuentes que se utiliza para optimizar la microestructura y comportamiento de las aleaciones de NiTi. En la Fase R, el níquel titanio puede torcerse. Una vez torcido, la lima se calienta y enfría de nuevo para conservar su nueva forma y convertirla de nuevo a la estructura austenita cristalina, la cual es súper elástica una vez tensionada. La lima recibe entonces un tratamiento químico superficial final de desoxidación que conserva la dureza de la superficie del metal sin reducir el filo de las ranuras de corte o la dureza del metal. Teóricamente, la ventaja principal de este tratamiento térmico no es solo mejorar la flexibilidad y fuerza de la lima, sino también modificar la estructura cristalina de la aleación para aliviar parte del estrés interno causado por el torneado. La nueva técnica puede eliminar muchos defectos del torneado y producir instrumentos con propiedades mecánicas superiores (15).

A pesar de estos avances, los instrumentos de NiTi son vulnerables a la separación. Dependiendo del tipo de fractura, se pueden categorizar como fatiga cíclica flexural o fatiga torsional en el 44.3% y 55.7% de los casos, respectivamente. A pesar de que ambos tipos de fracturas ocurren probablemente a la par en situaciones clínicas, muchos de los estudios de limas NiTi se han realizado de manera individual para fatiga cíclica o fatiga

torsional. La fatiga cíclica flexural de los instrumentos ocurre cuando un instrumento gira en un conducto curvo con estrés repetitivo de compresión y tensión (5). Los alambres con los que están fabricados los instrumentos se componen por fibras metálicas, las cuales están alineadas longitudinalmente.

Existe una fibra metálica en el centro de los instrumentos la cual es denominada fibra neutral. Cuando colocamos una lima rotatoria en un conducto curvo y la ponemos en movimiento rotatorio continuo, está sufre una deformación por lo que las fibras del lado cóncavo del instrumento van a ser comprimidas y las del lado convexo van a sufrir una dilatación. Al aplicarle movimientos de rotación al instrumento, las fibras metálicas empiezan a sufrir contracciones y dilataciones alternadamente, por lo que de esta manera se le induce a la fatiga cíclica flexural, la cual es acumulativa y no reversible. Al haber superado los límites de elasticidad del instrumento, este sufre deformaciones plásticas irreversibles y posteriormente se fractura.

La fractura, por lo general se produce al empiezo de la curvatura del conducto ya que es ahí donde el instrumento sufre mayor grado de

distorsión (6). La fractura torsional ocurre cuando la punta del instrumento se atasca en el conducto, pero el motor continúa girando. El límite elástico del instrumento se excede, causando deformación plástica y, por consiguiente, fractura (5).

Fatiga Cíclica

Al realizar la terapia endodóntica, específicamente durante el abordaje, la preparación biomecánica y la obturación del sistema de conductos, pueden ocurrir accidentes que deben ser prevenidos, tomando en cuenta ciertos factores como la técnica e interpretación radiográfica, las consideraciones anatómicas del diente a tratar y las condiciones del instrumental, entre otros, de los cuales éste último es uno de los más frecuentes, ocurriendo en un 0.4% al 5% de los casos en instrumentos rotatorios de NiTi. Ante la frecuente situación de la fractura de una lima en el interior del sistema de conductos durante la preparación biomecánica, cabe plantear la pregunta ¿por qué se fracturó el instrumento? Hoy en día, las limas rotatorias de NiTi son la primera opción de elección para

instrumentar los conductos radiculares, pues su alta flexibilidad y capacidad de corte permiten hacer preparaciones centradas más rápidamente, lo cual preserva más estructura dentaria y limita el transporte apical. Además, la superelasticidad del NiTi permite mantener el foramen apical en su posición original y no requiere un precurvado previo a la instrumentación como con las limas de acero inoxidable. Sin embargo, su principal inconveniente es que tienden a romperse inesperadamente. Una causa es el uso excesivo, es decir la fatiga de los instrumentos. Se debe tener en cuenta que las propiedades físicas de una lima o ensanchador, se van deteriorando, tanto con el uso, como con las diferentes curvaturas a las que se ven sometidas y a los continuos y bruscos cambios de temperatura que sufren al esterilizarlos.

Numerosos estudios avalan que la fractura de instrumentos rotatorios de NiTi puede ocurrir por dos causas: fractura por torsión y fractura por fatiga cíclica. En el año 2000, Sattapan y cols., definieron ambos conceptos. La fractura por torsión sería aquella que ocurre cuando la punta o cualquier parte del instrumento está bloqueada en el conducto mientras el mango continúa rotando, se excede el límite elástico del metal y se produce una deformación plástica previa a la fractura; por su parte la

fractura causada por fatiga cíclica ocurriría en el punto de máxima curvatura, donde el instrumento se curva hasta que se fractura en el punto de máxima flexión. En este tipo de fractura, el instrumento rota con libertad dentro de un conducto curvo. Sin embargo, otros autores como Pruett o Plotino, definen la fractura por fatiga cíclica como resultado de la alternancia de ciclos de tensión-compresión, los cuales son generados en el punto de máxima flexión del instrumento cuando rota dentro de un conducto curvo. Este tipo de fractura ocurre de forma inesperada sin signos de deformación plástica previa.

Es bien sabido que los instrumentos dentro de conductos curvos sufren estrés, pues la mitad del instrumento está en tensión (en la parte externa de la curva) mientras que la otra mitad está en compresión (en la parte interna de la curva); así mismo cada rotación dentro de un conducto curvo hace que el instrumento se someta a un ciclo completo de tensión-compresión, incrementando su fatiga cíclica con el tiempo, lo que da lugar a una acumulación de cambios microestructurales que provocarán la fractura inesperada del instrumento. Según Parashos y cols., la incidencia de la fractura de limas es aproximadamente de un 5%; debidas a fatiga cíclica un 70% de las mismas y a fractura torsional el 30% restante.

Clínicamente, la fatiga cíclica parece ser más prevalente en conductos curvos, mientras que la fractura por torsión puede ocurrir también en conductos rectos. Aunque en la práctica clínica probablemente los dos tipos de fallo ocurran simultáneamente, la mayoría de estudios que simulan la fractura de limas Ni-Ti, representan las pruebas de fatiga cíclica y fractura torsional de manera independiente.

Para evitar la separación indeseable de los instrumentos rotatorios, algunos clínicos eligen descartar las limas rotatorias de NiTi después de un solo uso. Aunque es una alternativa segura, los sistemas de limas rotatorias son caros y la incidencia de que esto suceda es realmente baja (según un estudio retrospectivo de Iqbal y cols., sería del 1,67%), de ahí que clínicamente no sea una solución práctica utilizar las limas una única vez. Por ello, a pesar de que existen muchos factores que pueden influir en la resistencia de las limas a la fatiga cíclica, como son el diseño de la lima, sección transversal, la velocidad de trabajo, el radio y ángulo de curvatura del conducto simulado en las pruebas de fatiga cíclica, el tratamiento de las superficies del metal, los tratamientos térmicos adicionales y el efecto de la solución irrigadora, entre otros, los últimos avances van encaminados

a mejorar los procesos de fabricación y a utilizar aleaciones con propiedades mecánicas superiores a las convencionalmente utilizadas .

Respecto al diseño de la sección transversal, numerosos estudios avalan su influencia en la resistencia a la fatiga cíclica, ya que determina directamente las 10 propiedades mecánicas de las limas. Así, en un estudio de Grande y cols., en el que comparaban la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos Protaper con Mtwo del mismo tamaño y conicidad, observaron que, a mayor masa del instrumento (representada por el diseño de su sección transversal) en el punto de máxima curvatura, menor era la resistencia a la fatiga cíclica (menor número de ciclos soportaba antes de romperse). Del mismo modo, Berutti y cols., consideran que cuanto mayor sea el área de sección transversal que tenga una lima, más masa tendrá y por tanto menos elástica y menos resistente a fatiga cíclica será. La masa del instrumento viene determinada por la geometría de su sección transversal; una sección con un diseño de triángulo convexo, como es el caso de las limas Protaper, tendrá una mayor masa y más superficie de contacto con las paredes de un conducto que una sección transversal en “S itálica”, como es el caso de limas Mtwo, que presenta menos masa y menor superficie de contacto. Por otra parte, ya en 1997 Pruett y cols.,

observaron que los instrumentos con diámetros mayores sucumbían a la fatiga cíclica antes que aquellos de diámetro menor. De hecho, en estudios posteriores se concluye que existe mayor riesgo de fractura por fatiga cíclica en instrumentos de mayor conicidad utilizados en conductos curvos y que, por tanto la resistencia a la fatiga disminuye a medida que aumenta la conicidad de la lima en el punto de máxima curvatura. Esto se debe a que estas limas acumulan mayor estrés interno cuando se curvan para adaptarse a la curvatura del conducto. No obstante, según Parashos & Messer, un incremento en el diámetro del instrumento y por tanto en su sección transversal pueden contribuir a incrementar la resistencia a la fractura por torsión.

Factores predisponentes a la fractura de los instrumentos

En la mayoría de los casos, la fractura de los instrumentos rotatorios de NiTi ocurre por el incorrecto o excesivo uso por parte del operador, sin embargo muchos factores se han relacionado con la predisposición a la fractura de los instrumentos de Niti (7).

Diseño del instrumento

1. Superficie radial o guía lateral de penetración (radial land): Todos los instrumentos rotatorios y manuales poseen un ángulo de corte que impide que estos instrumentos giren cuando son presionados hacia el ápice. Para solucionar este problema, los instrumentos rotatorios fabricados con níquel-titanio presentan áreas de contacto desbastadas. De esta forma, se creó el plano radial

El plano radial proporciona un plano de contacto del instrumento con la pared del conducto radicular.

Este plano de contacto impide que el instrumento se imbrique en las paredes del conducto radicular cuando se presiona el mismo hacia el ápice. Permite que al girar el instrumento en el conducto, este se deslice por las paredes dentinarias, proporcionando una función de ensanchamiento y no de linaje, concurriendo para un menor riesgo de fractura.

2. Ángulo de corte o ángulo de incidencia de la hoja de corte: El surgimiento del plano radial hace con que el ángulo de corte de estos instrumentos sea levemente negativo, haciendo con que el desgaste no

sea tan intenso. La compensación en la pérdida del poder de corte se hace por el aumento de la velocidad que los instrumentos rotatorios realizan.

3. Alivio del plano radial: Está representado por la intersección de las superficies de ataque. Este alivio permite un área menor de contacto con la dentina, disminuyendo la fricción.

4. Área de escape: Los instrumentos de níquel-titanio accionados a motor ofrecen a través de su sección transversal surcos y/o ranuras que actúan como área de escape, una vez que estos espacios sirven para recibir las limallas dentinarias, consecuentes de la instrumentación del conducto radicular (1).

5. Diámetro del instrumento: Mientras mayor es el diámetro del instrumento, se ha demostrado que tiende a sucumbir a la fatiga de flexión en comparación con los diámetros más pequeños.

Dinámica del uso de los instrumentos:

La velocidad con la que operan los instrumentos, así como hoy en día los distintos tipos de movimientos de los motores eléctricos endodónticos influye de manera directa en la resistencia a la fractura torsional o por flexión, sin embargo, algunos autores han informado que la

velocidad de rotación de los instrumentos no puede influir en la frecuencia de fracturas de las limas de NiTi, pero puede deberse a las variaciones presentadas en las distintas condiciones de estudios, distintos operadores, y diferentes tipos de instrumentos(8).

Fabricación de los instrumentos rotatorios

La Fabricación de los instrumentos endodónticos envuelve la torsión y el obraje. Para las limas de acero inoxidable, el proceso de fabricación puede ser por torsión y también por obraje; para las limas de níquel-titanio la confección se realiza por obraje.

Durante el obraje, pequeñas marcas y ondulaciones son introducidas en la superficie de los instrumentos a través de herramientas de corte. Estos defectos de acabado superficial pueden actuar concentrando tensiones y causando la fractura, en sobrecarga inferiores a los esperados. Tanto la torsión como la flexión en los instrumentos de níquel-titanio pueden causar fractura. La fractura por torsión ocurre cuando la punta del instrumento queda inmovilizada en el interior del conducto, siendo que el esfuerzo acaba determinando una deformación plástica en la lámina del

instrumento, que puede superar el límite de resistencia a la fractura. La fractura por flexión ocurre cuando en la región de la flexión se genera tensiones que varían alternadamente entre la tracción y la compresión. A partir de la repetición cíclica de la sobrecarga, incluso con tensión inferior al límite de flujo, induce a la nucleación de trincas que pueden propagarse hasta la fractura del instrumento (9).

Sistema Edge Endo X7(Edge Endo, Albuquerque, NM)

Composición:

El instrumento esta térmicamente elaborado, una aleación de níquel titanio llamada Fire-Wire.

Indicaciones de uso:

Estas limas son utilizadas en tratamientos endodónticos para remover la dentina de los conductos radiculares para darles forma. Son compatibles con Vortex, Profile, K3, sequence, TF y otros rotatorios con taper .04, .06 y pueden ser utilizadas en cualquier pieza de mano con el mismo torque y velocidad (Figura 3).

Advertencias:

- Un aislamiento absoluto siempre debe ser utilizado
- El sistema rotatorio de las limas no está esterilizado antes de su uso con el paciente.

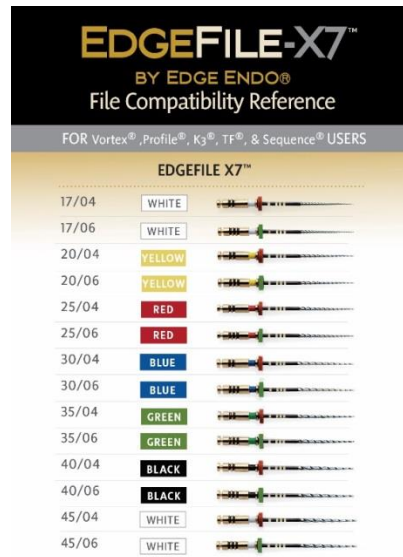


Figura 3. Referencias de compatibilidad de las limas.

Precauciones:

Como en todos los productos, se debe utilizar con cuidado hasta sentirse cómodo con el producto. Siempre determine la longitud de trabajo utilizando radiografías y/o localizador de ápices antes de utilizar el sistema rotatorio.

Puntos importantes a recordar:

1. Usar una pieza de mano eléctrica
2. La lima trabaja a 300-500 rpm (revoluciones por minuto)
3. La línea de acceso derecha es imperativo para utilizar propiamente este producto.
4. No forzar las limas hacia apical, utilizar presión apical mínima
5. Irrigar y lubricar frecuentemente el conducto durante el procedimiento.
6. Llevar la lima a longitud de trabajo una vez no por más de 1 segundo y retirarse.
7. En el área apical y conductos curvos tener precaución.
8. Las limas son de un solo uso.
9. Cuando se esté instrumentando el conducto, no sobre instrumentar la parte coronal del conducto.

Reacciones adversas:

Este producto contiene níquel y no debe ser utilizado en pacientes con alguna alergia o sensibilidad al metal.

Sistema Vortex Blue (Dentsply, Tulsa Dental)

Es más que una sombra mejor. El color azul es el color del rendimiento óptimo, la cual nos proporciona propiedades como:

- Mayor resistencia a la fatiga cíclica.
- Aumento de la fuerza de torsión y reducción de la forma de memoria.
- Se ajusta a las curvas naturales de los conductos.
- Disponible en tamaños de punta ISO de 15-50 y en Taper.04 y .06 (Figura 4 y 5)

Vendido en paquete con 6 limas rotatorias.

El Estándar Azul

El color distintivo de las limas rotatorias Vortex Blue es una capa visible de óxido de titanio resultante del procesamiento patentado por Dentsply Sirona de alambre NiTi para un rendimiento óptimo. Pero las diferencias reales se hacen evidentes cuando las limas Vortex Blue son probadas por usted.

Mayor resistencia a la fatiga cíclica

La fatiga cíclica es la principal causa de separación de las limas rotatorias. Los limas rotatorias Vortex Blue ofrecen un notable salto en la resistencia a la fatiga cíclica.

Los números lo dicen todo:

- Un mínimo de 65% de mejora en la resistencia a la fatiga cíclica sobre M-Wire NiTi.
- Un mínimo de 99% de mejora en la resistencia a la fatiga cíclica sobre el NiTi estándar.

Pack of Six	.04 TAPER FILES
White ■	15/.04
Yellow ■	20/.04
Red ■	25/.04
Blue ■	30/.04
Green ■	35/.04
Black □	40/.04
White ■	45/.04
Yellow ■	50/.04

Figura 4. Calibre y Taper 04.

Pack of Six	.06 TAPER FILES
White ■	15/.06
Yellow ■	20/.06
Red ■	25/.06
Blue ■	30/.06
Green ■	35/.06
Black □	40/.06
White ■	45/.06
Yellow ■	50/.06

Figura 5. Calibre y Taper 06.

Aumento de la fuerza de Torque

En el diseño de estas limas rotatorias, el aumento de la resistencia a la fatiga cíclica por lo general viene con un trade-off en la fuerza de torsión.

Las limas rotatorias Vortex Blue son diferentes. Además de una resistencia significativamente mayor a la fatiga cíclica, ofrecen al menos un aumento de la fuerza de torsión pico de 42% más alto sobre M-Wire NiTi. Esa es la fuerza con la que puedes contar (Figura 6 y 7).



Figura 6. Limas rotatorias Vortex Blue.



Figura 7. Limas Rotatorias Profile Vortex y Vortex Blue.

Morfología del sistema de conductos

Un buen diagnóstico y plan de tratamiento, en conjunto con conocimientos de la morfología de conductos y sus variaciones frecuentes es un requisito básico para el éxito endodóntico. La mayoría de los conductos poseen una curvatura en sentido buco-lingual. Estas curvaturas pueden producir problemas durante la conformación y limpieza del conducto ya que no son evidentes en una radiografía orto-radial. La curvatura puede presentarse de manera gradual a lo largo del conducto o de manera abrupta a cualquier nivel. Curvaturas dobles en forma de “S” también pueden presentarse (13).

Las curvaturas de los conductos fueron definidas históricamente utilizando el método introducido por Schneider en 1971. El ángulo y el radio de curvatura fueron establecidos como parámetros ampliamente aceptados para definir las características de una curvatura y ha sido utilizado en investigación endodóntica. El método de Schneider utiliza un solo parámetro para definir el ángulo en grados. Para determinar el ángulo de curvatura de un conducto, Schneider dibujó una línea paralela al eje longitudinal del conducto. Una segunda línea se dibuja desde el foramen

apical hasta intersectar con la primera línea en el punto donde el conducto comienza a desviarse del eje longitudinal del conducto. El ángulo formado se define como ángulo de curvatura. La forma de cualquier curvatura de un conducto fue mejor descrita por Pruett, utilizando dos parámetros: ángulo de curvatura y radio de curvatura. Para determinar estos parámetros, una línea recta se dibuja a lo largo del eje longitudinal de la porción coronal recta del conducto. Una segunda línea se dibuja a lo largo del eje longitudinal de la porción apical recta del conducto. Hay un punto en ambas líneas en donde el conducto se desvía para comenzar o finalizar la curvatura. La porción curva del conducto se representa por un círculo con tangentes en estos dos puntos.

El ángulo de curvatura es el número de grados en el arco del círculo entre estos dos puntos. El ángulo de curvatura puede definirse también como el ángulo formado por las líneas perpendiculares dibujadas desde el punto de desviación que intersecta con el centro del círculo. La longitud de estas líneas es el radio del círculo y define el radio de curvatura del conducto, midiéndose en milímetros. Este parámetro representa que tan abrupto un ángulo de curvatura específico puede ser partiendo de una

línea recta. Entre más pequeño sea el radio de curvatura, más abrupta es la desviación. Estos dos parámetros son independientes uno del otro (14).

JUSTIFICACIÓN

La instrumentación de los conductos radiculares puede no completarse de manera adecuada cuando surgen accidentes, como separación o fractura de instrumentos durante el tratamiento que comprometan su pronóstico. Los instrumentos rotatorios tienen un límite de uso antes de sufrir una fractura por fatiga cíclica, que se conoce como el número de ciclos antes de la fractura. Es importante conocer estos datos ya que podemos prevenir una separación de instrumentos dentro del sistema de conductos radiculares.

En el presente estudio se pretendió evaluar la resistencia a la fatiga cíclica de 3 sistemas de instrumentación de níquel-titanio, comparando Prototipo Lima Kerr, EdgeEndo X7 y Vortex Blue cada uno en rotación continua.

Además conocer si existe una relación con el proceso de manufactura y el tipo de movimiento a los que son sometidos los instrumentos rotatorios y así intentar disminuir accidentes durante el tratamiento de conductos que puedan comprometer su pronóstico.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Durante la instrumentación del sistema de conductos se pueden presentar distintas configuraciones de ellos. Cuando existen curvaturas, la preparación se vuelve más difícil, además de que los instrumentos sufren cargas mayores o menores dependiendo de la morfología del diseño geométrico del instrumento y morfología del conducto radicular (11).

Dichas cargas excesivas o estrés al instrumento rotatorio pueden llevarlo a una fractura por fatiga cíclica, por torsión o por una combinación de ambas, lo cual es un aspecto que siempre debe ser considerado al usar instrumentos rotatorios.

La fractura inesperada del instrumento rotatorio de NiTi dentro del conducto radicular durante el tratamiento de conductos es un problema de mucha preocupación ya que la dificultad en la eliminación de los fragmentos pueden alterar el pronóstico del tratamiento de manera desfavorable, por ejemplo si el fragmento queda dentro del conducto puede interferir con el sellado tridimensional, y en algunos casos implica la necesidad de recurrir a la cirugía para poder removerlos, considerando que

son los principales problemas si ocurre este tipo de accidentes durante el procedimiento(12).

Es por ello que el propósito de este estudio es determinar ¿Cuál de los 3 sistemas rotatorios de Níquel-Titanio, Prototipo Lima Kerr, EdgeEndo X7 y Vortex Blue presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica durante el movimiento continuo?

HIPÓTESIS

HIPÓTESIS NULA: No existe diferencia significativa en la resistencia a la fatiga cíclica entre los sistemas rotatorios Prototipo Lima Kerr, EdgeEndo X7 y Vortex Blue.

HIPÓTESIS 1: El sistema de instrumentación Prototipo Lima Kerr durante rotación continua presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica que EdgeEndo X7 y Vortex Blue.

HIPÓTESIS 2: El sistema de instrumentación EdgeEndo X7 durante rotación continua presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica que Prototipo Lima Kerr y Vortex Blue.

HIPÓTESIS 3: El sistema de instrumentación Vortex Blue durante rotación continua presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica que Prototipo Lima Kerr y EdgeEndo X7.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL: Comparar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos Prototipo Lima Kerr, EdgeEndo X7 y Vortex Blue.

OBJETIVO ESPECÍFICO: Comparar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos Prototipo Lima Kerr, EdgeEndo X7 y Vortex Blue en rotación continua y determinar el tipo de fractura.

VARIABLES

Independiente: Instrumentos rotatorio, fatiga cíclica.

Dependiente: Número de ciclos hasta la fractura.

Operación de variables: El número de ciclos hasta la fractura (NCF) de cada instrumento se calculó utilizando la siguiente fórmula: Tiempo Total (segundos) para la fractura multiplicado por la velocidad racional.

MATERIALES Y MÉTODOS

TIPO DE ESTUDIO

Descriptivo

Observacional

Transversal

Comparativo

Experimental

UNIVERSO DE ESTUDIO

10 Instrumentos Rotatorios Endodónticos de Níquel-Titanio del Prototipo Lima Kavo Kerr, 10 Instrumentos Rotatorios Endodónticos de Níquel-Titanio EdgeEndo X7, y 10 Instrumentos Rotatorios Endodónticos de Níquel-Titanio Vortex Blue.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Instrumentos Rotatorios de Níquel-Titanio nuevos Prototipo de Kavo Kerr, EdgeEndo X7 y Vortex Blue ultrasonificados y que analizados al microscopio clínico no presentaron deformación o fisuras.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Instrumentos que presentaron algún defecto de fabricación observado bajo el microscopio clínico y microscopio metalográfico invertido.

Metodología: Tres sistemas de instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio, el prototipo de Kavo Kerr (Sybron Endo), EdgeEndo X7 (Edge Endo, Albuquerque, NM) y Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental) fueron seleccionados para este estudio. Todos los anteriores poseen la característica particular de recibir un tratamiento térmico para incrementar su durabilidad (M-Wire, Fire Wire, Blue-Wire, respectivamente) después de su fabricación. El tamaño de los instrumentos fue de .25 con un taper constante .06; fueron seleccionados para evaluar y comparar la resistencia a la fatiga cíclica en rotación continua.

MATERIALES:

1. 10 Instrumentos rotatorios Prototipo de Kavo Kerr 25 .06 (SybronEndo, Orange, CA).
2. 10 Instrumentos rotatorios EdgeEndo X7 25 .06 (Edge Endo, Albuquerque, NM).
3. 10 Instrumentos rotatorios Vortex Blue 25 .06 (Dentsply Tulsa Dental).
4. Microscopio Clínico con aumento de 3.0x (Global Technologies)
5. Microscopio Metalográfico Invertido Nikon Eclipse MA 100.
6. Microscopio Electrónico de Barrido JEOL JSM-5300.
7. Cámara Fotográfica (Nikon D5200),
8. Modelo metálico de acero inoxidable con conducto prefabricado, con un radio de curvatura de 5mm y una angulación de curvatura de 60°.
9. Ultrasonido
10. 1 Motor Endodóntico Elements (SybronEndo, Orange, Ca).
11. Aceite para lubricación de partes metálicas WD-40 (San Diego, Ca).
12. Alcohol isopropílico.

13. Llave Allen.
14. Cinta adhesiva de carbón co 2 caras SPI Supplies.
15. Cámara de Video (Nikon D5200).
16. Vernier Electrónico de 6 pulgadas de acero inoxidable Neiko Tools.
17. Cronómetro Digital.
18. Taladro industrial de banco (Craftsman, USA)
19. Guantes de látex sin talco (Ambiderm)
20. Lente Macro (Nikon, DX 18-55mm)
21. Laptop (Hp Pavilion x360)
22. Software para edición de videos Movie Maker (Windows 8)

Diseño de la muestra:

Se utilizaron un total de 30 instrumentos rotatorios de Níquel titanio de prototipo de Kavo Kerr (Sybron Endo), EdgeEndo X7 (Edge Endo, Albuquerque, NM) y Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental) (Figura 8). Se formaron 3 grupos experimentales al azar, asignando:

Grupo 1 (Prototipo de Kavo Kerr): 10 instrumentos Prototipo de Kavo Kerr (25.06) girados en rotación continua.

Grupo 2 (EdgeEndo X7) 10 instrumentos EdgeEndo X7 (25.06) girados en rotación continua.

Grupo 3 (Vortex Blue) 10 instrumentos Vortex Blue (25.06) girados en rotación continua.



Figura 8. Se utilizaron instrumentos rotatorios Prototipo Kavo Kerr, EdgeEndo X7 y Vortex Blue.

Anterior a la fase experimental de este estudio, se realizó una ultrasonidificación, con el único propósito de eliminar residuos adheridos a la superficie, producto del mismo proceso de maquinado, y de esta forma, observar que éstas se encontraran ausentes de microfisuras y/o imperfecciones de fábrica, que pudieran propiciar a fracturas.

El protocolo de ultrasonidificación fue el de colocar los instrumentos en un baño ultrasónico por 25 minutos, limpiado con gasa empapada en alcohol al 70%, y se dejaron secar (Figura 9).



Figura 9. *Proceso de ultrasonidificación por 25 minutos.*

Se inspeccionaron todos los instrumentos utilizando microscopio clínico con magnificación (Figura 10) para realizar el análisis morfológico y observar signos de deformaciones por defecto de fábrica. Para observarlos bajo el microscopio clínico se utilizaron seis magnificaciones: 0.33x, 0.5x, 0.8x, 1.25x, 2.0x, 3.0x (Figuras 11, 12 y 13).



Figura 10. Microscopio Clínico Global



Figura 11. Vista bajo el microscopio clínico de Prototipo Kavo Kerr a 3.0x



Figura 12. Vista bajo el microscopio clínico de EdgeEndo X7 a 3.0x



Figura 13. Vista bajo el microscopio clínico de Vortex Blue a 3.0x

Prueba de fatiga cíclica: Los instrumentos se distribuyeron en 3 grupos experimentales (n=10). Se realizó la prueba estática con el uso de un aparato diseñado específicamente para mantener fijo el contrángulo de reducción del micromotor. Además, se fabricó un bloque de acero inoxidable, donde se encontraban los conductos simulados.

El conducto artificial se diseñó reproduciendo el tamaño y conicidad del instrumento, con esto se le da una trayectoria que coincida a cada instrumento y así respetar las características de la curvatura seleccionada.

El conducto simulado se realizó con un ángulo de curvatura de 60° y 5mm de radio de curvatura, según la técnica de Schneider.

Prueba estática: Se utilizó un contrángulo de reducción 8:1 accionado por un motor de torque controlado Elements Motor (SybronEndo, Orange, CA, EUA). Para el grupo Prototipo de Kavo Kerr se utilizaron las configuraciones preestablecidas de Kavo Kerr (500rpm), EdgeEndo X7 (350rpm) y Vortex Blue (500rpm).

Todos los instrumentos se activaron siguiendo las instrucciones del fabricante hasta que ocurrió la fractura. Se realizó la prueba estática con el uso de un aparato diseñado específicamente para mantener fijo el contrángulo de reducción del micromotor. Además, se fabricó un bloque de acero inoxidable, donde se encontraban los conductos simulados; se colocó una tapa de acrílico para observar los instrumentos en el conducto y detener los fragmentos.

Los instrumentos se activaron libremente dentro del conducto simulado, el cual fue rociado por aceite sintético (WD-40) para reducir la fricción y producción de calor. Cada instrumento se colocó en un contrángulo reductor y se introdujo en el conducto a una longitud de 18mm, la cual se aseguró ajustando una llave en la porción superior del artefacto, y se reiteró con la colocación de tope en el instrumento rotatorio. El tiempo se grabó con ayuda de un cronometro digital y se paró en cuanto se detectó la fractura visualmente y mediante audición. Para evitar error humano, se realizó una grabación en video de manera simultánea, y las grabaciones se observaron posteriormente para asegurar que los tiempos concordaran con el momento de la separación de la lima.

El número de ciclos hasta la fractura (NCF) de cada instrumento se calculó utilizando la siguiente fórmula: tiempo total (segundos) para la fractura multiplicado por la velocidad racional (El fabricante menciona que “Prototipo Kavo Kerr” posee una velocidad de 500 rpm, “EdgeEndo X7” posee una velocidad de 350 rpm y “Vortex Blue” posee una velocidad de 500 rpm). La longitud de la punta de la lima fracturada se midió utilizando un microcalibrador electrónico (Figura 14 a 16). El promedio de las

longitudes de los fragmentos confirman que el instrumento se fracturó en el centro de la curvatura o justo debajo de este punto. Esto indica la precisión en la posición del instrumento.



Figura 14. Longitud de fragmento de Prototipo de Kavo Kerr.



Figura 15. Figura 7. Longitud de fragmento de EdgeEndo X7



Figura 16. Longitud de fragmento de Vortex Blue

Posterior a la fractura se observan los fragmentos con ayuda del microscopio electrónico de barrido (MEB) para realizar la fractografía (Figura 17 a 22).

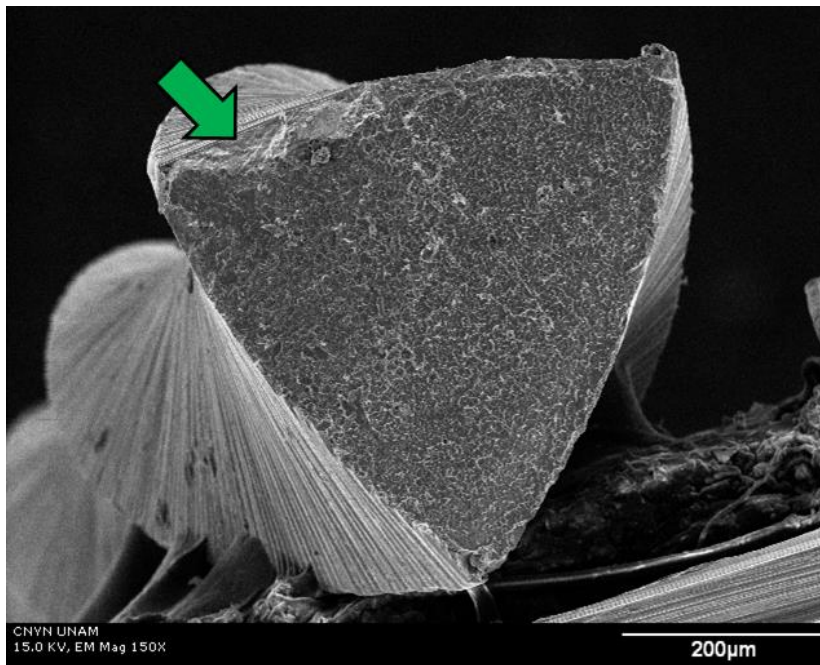


Figura 17. Vista bajo MEB de Prototipo de Kavo Kerr a 150x. La flecha verde indica el origen de la fractura.

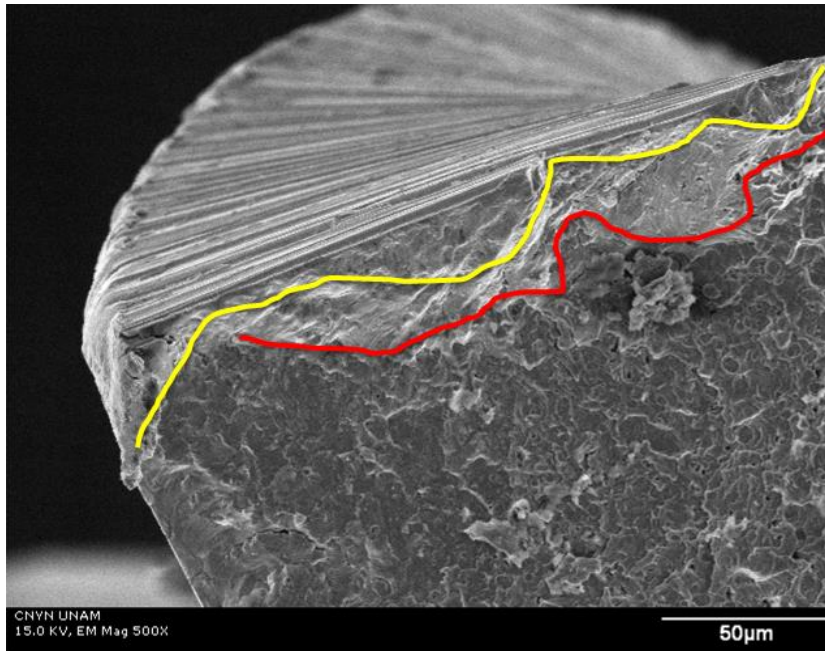


Figura 18. Vista bajo MEB de Prototipo de Kavo Kerr a 500x. Se señalan los distintos planos de fractura con líneas. La línea amarilla corresponde al primer plano, la línea roja al segundo plano de fractura.

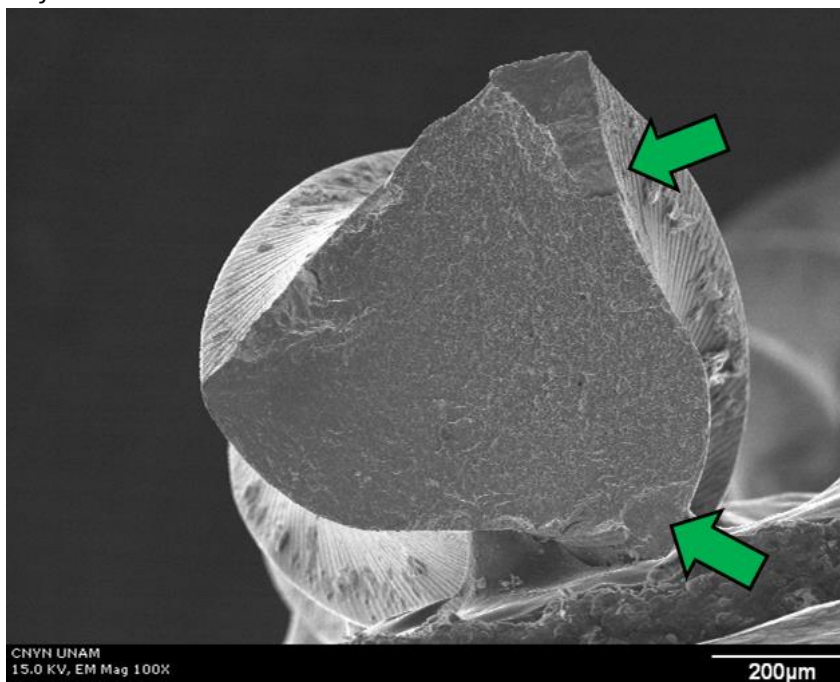


Figura 19. Vista bajo MEB de Edge Endo X7 a 150x. Las flechas verdes indican el origen de la fractura (múltiple).

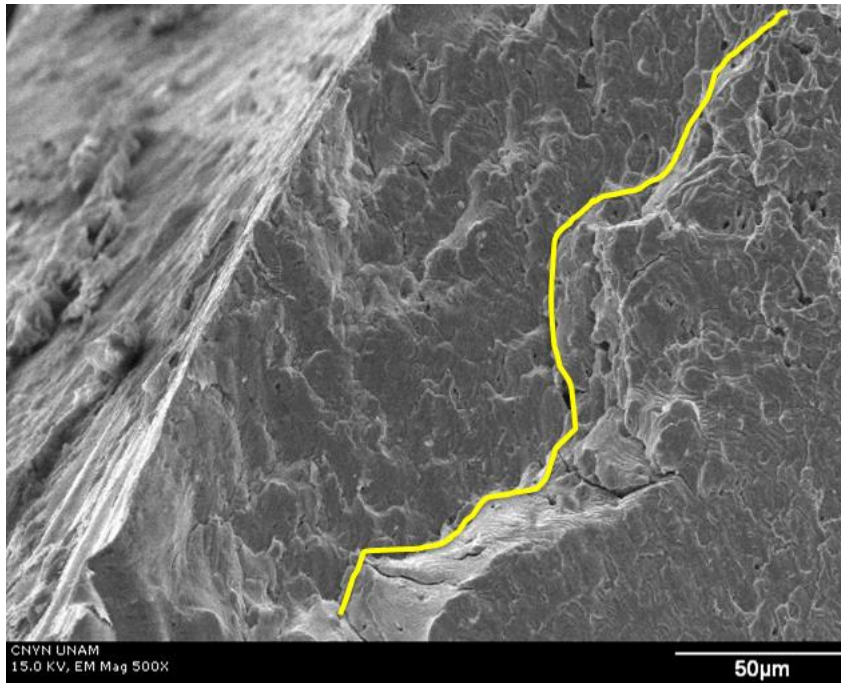


Figura 20. Vista bajo MEB de Edge Endo X7 a 500x. La línea amarilla corresponde al primer plano de la fractura del instrumento.

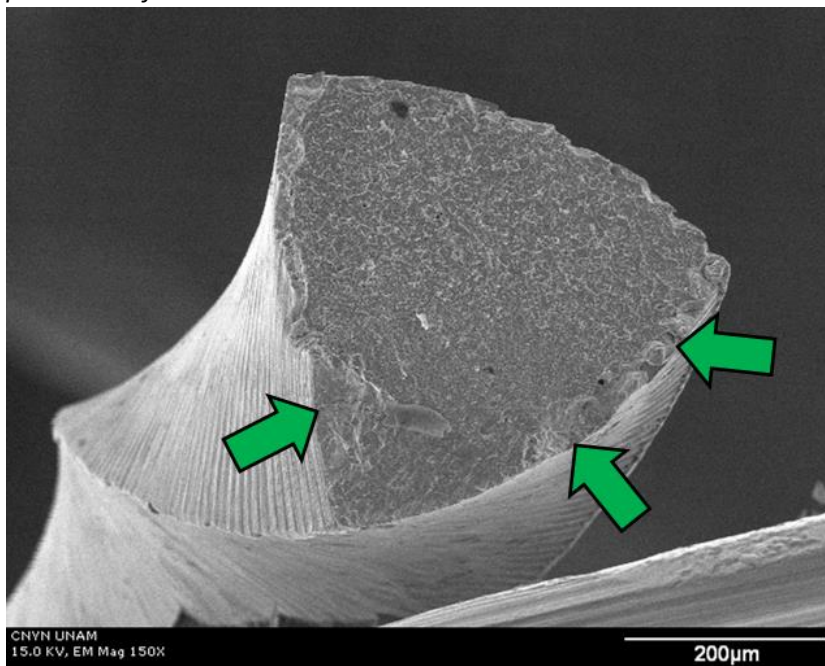


Figura 21. Vista bajo MEB de Vortex Blue a 150x. Las flechas verdes indican el origen de la fractura (múltiple).

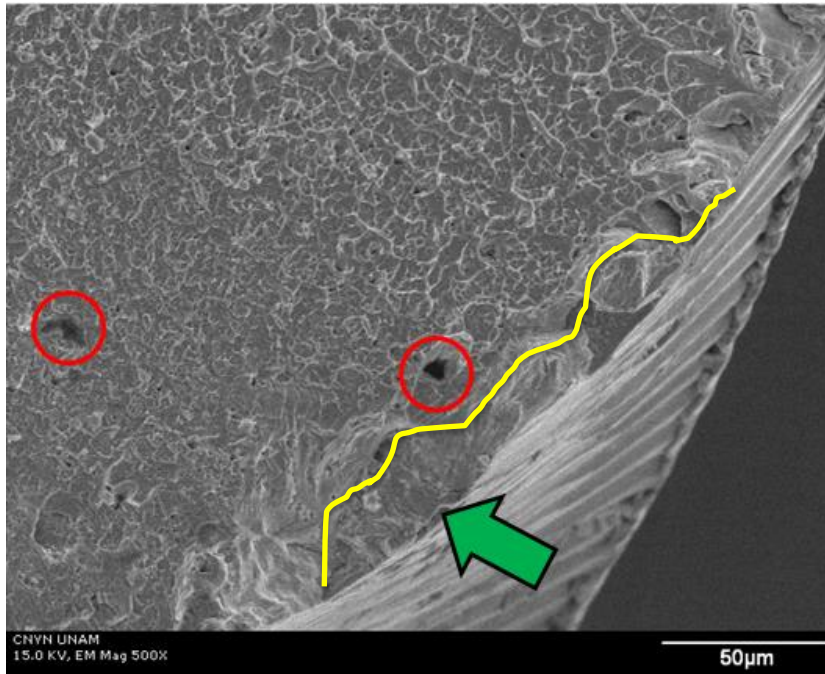
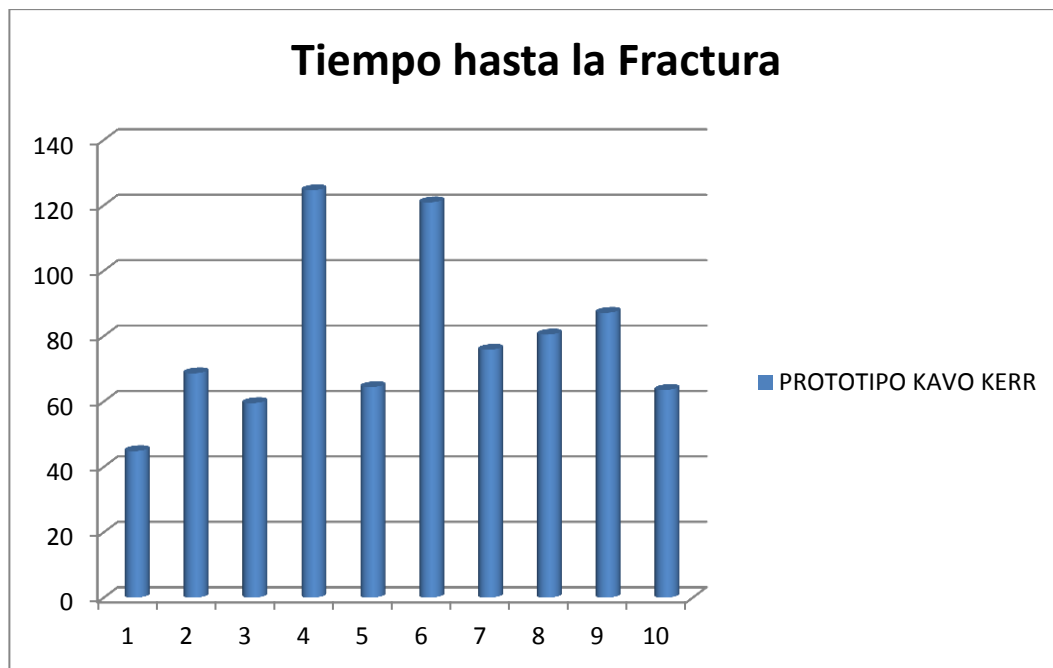


Figura 22. Vista bajo MEB de Vortex Blue a 500x. La línea amarilla corresponde al primer plano de la fractura del instrumento, y los círculos rojos indican una fractura transgranular, típica de una fractura dúctil.

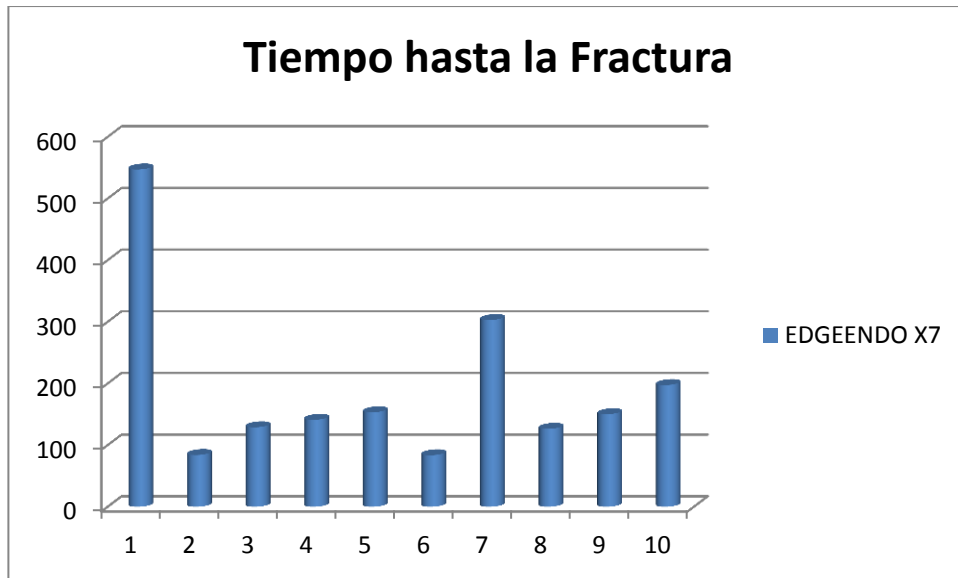
RESULTADOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Tiempo a la Fractura (Segundos)			
Muestra	PROTOTIPO KAVO KERR	EDGEENDO X7	VORTEX BLUE
1	44.84	547.2	84.87
2	68.628	84.012	137.472
3	59.52	129.024	78.924
4	124.614	141.108	94.254
5	64.404	153.27	92.226
6	120.918	83.7	127.776
7	75.828	302.958	131.946
8	80.472	126.528	90.18
9	87.138	150.192	88.524
10	63.534	197.448	92.1
Media	78.9896	191.544	101.8272

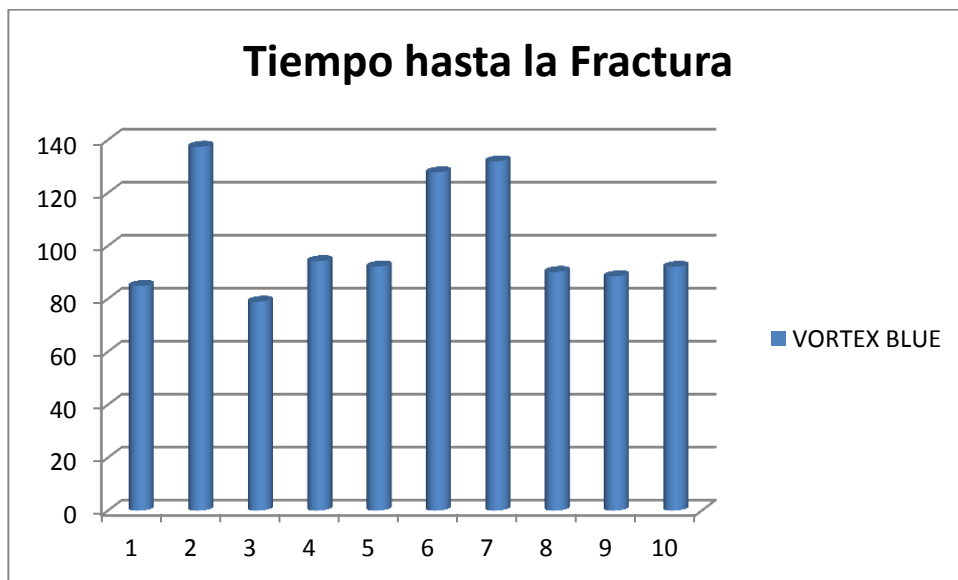
Tabla 1. Resultados en segundos del tiempo hasta la fractura.



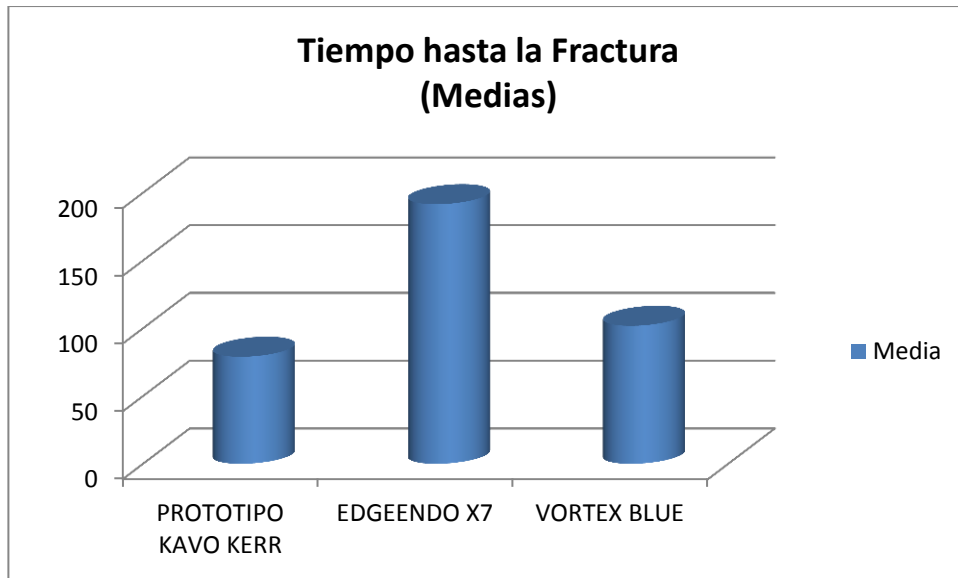
Gráfica 1. Tiempo en segundos hasta la fractura de Prototipo Kavo Kerr.



Gráfica 2. Tiempo en segundos hasta la fractura de Edge Endo X7.



Gráfica 3. Tiempo en segundos hasta la fractura de Vortex Blue.



Gráfica 4. Comparación de medias de los tiempos en segundos hasta la fractura de los 3 grupos.

NÚMERO DE CICLOS HASTA LA FRACTURA

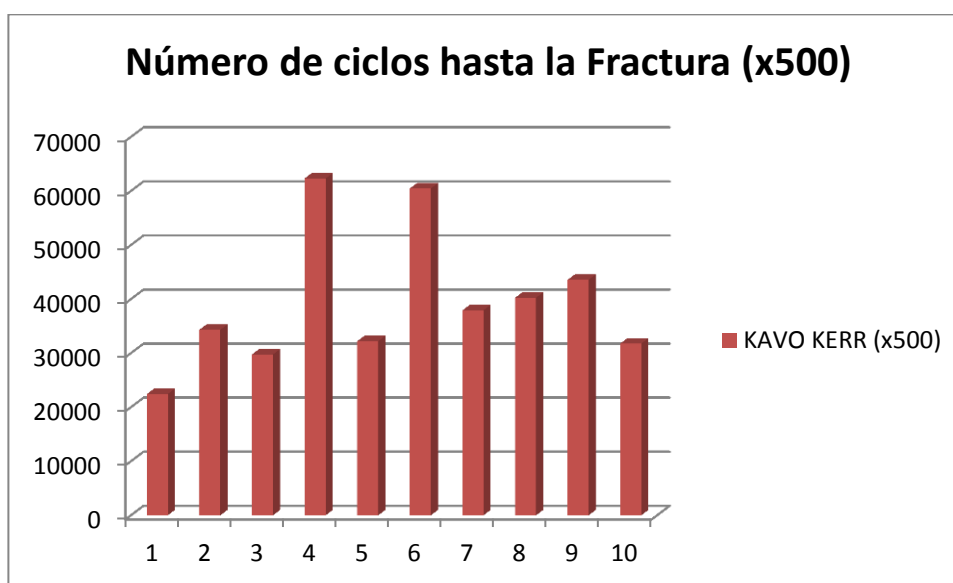
El número de ciclos hasta fractura (NFC) de cada instrumento se determinó utilizando la fórmula:

$NCF = \text{Tiempo total (segundos) para la fractura} \times \text{velocidad racional (la que menciona el fabricante)}$

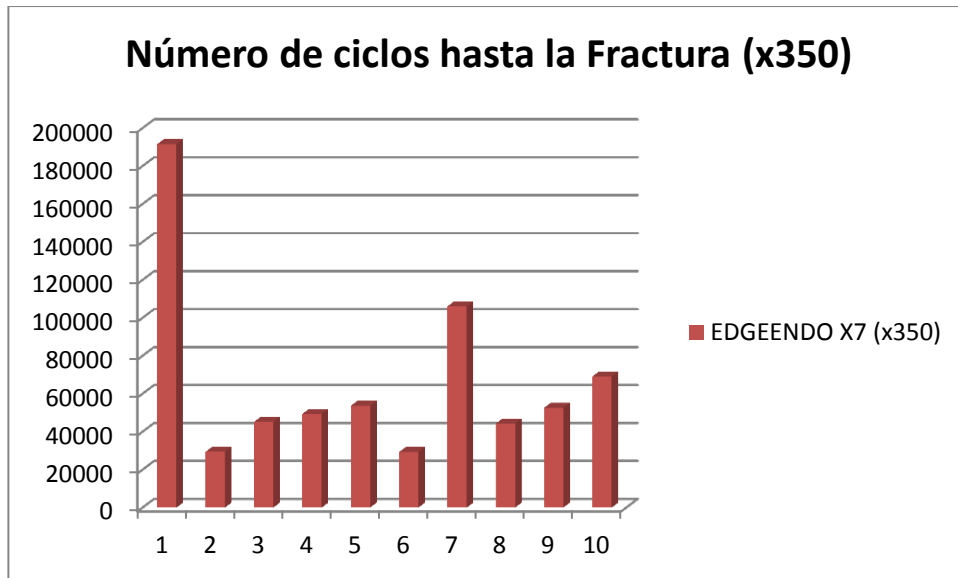
Para el Prototipo de Kavo Ker y Vortex Blue la velocidad que señala el fabricante es de 500 rpm. Para Edge Endo X7 la velocidad que señala es 350 rpm.

Ciclos hasta la Fractura NCF (xRPM)			
Muestra	KAVO KERR (x500)	EDGEENDO X7 (x350)	VORTEX BLUE (x500)
1	22420	191520	42435
2	34314	29404.2	68736
3	29760	45158.4	39462
4	62307	49387.8	47127
5	32202	53644.5	46113
6	60459	29295	63888
7	37914	106035.3	65973
8	40236	44284.8	45090
9	43569	52567.2	44262
10	31767	69106.8	46050
Media	39494.8	67040.4	50913.6

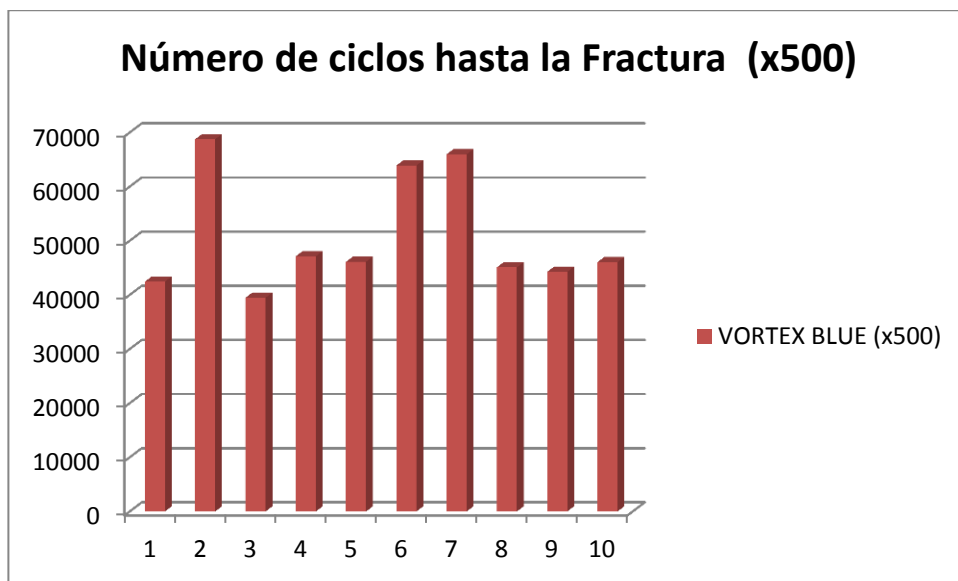
Tabla 2. Número de ciclos hasta la fractura.



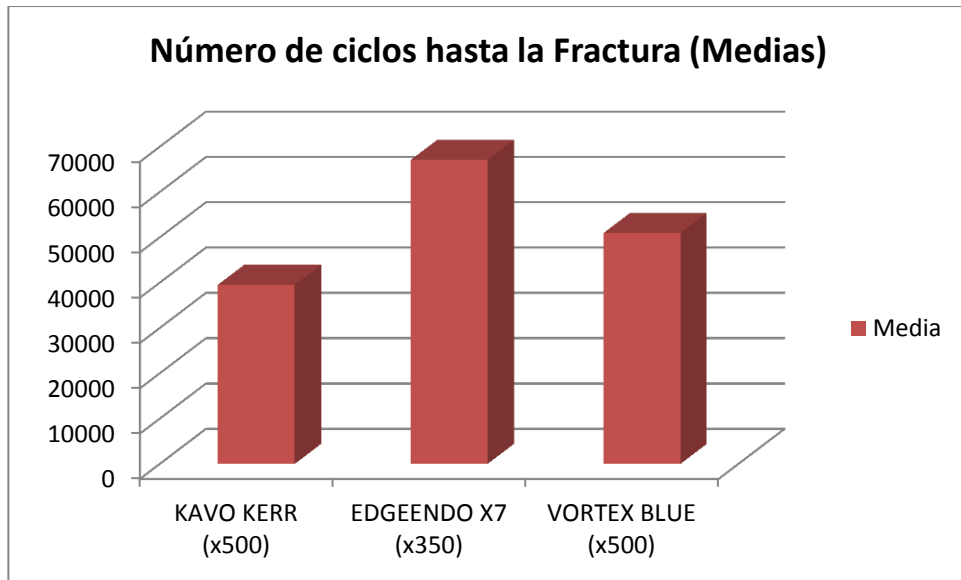
Gráfica 5. Número de ciclos hasta la fractura de Prototipo Kavo Kerr.



Gráfica 6. Número de ciclos hasta la fractura de Edge Endo X7.



Gráfica 7. Número de ciclos hasta la fractura de Vortex Blue.

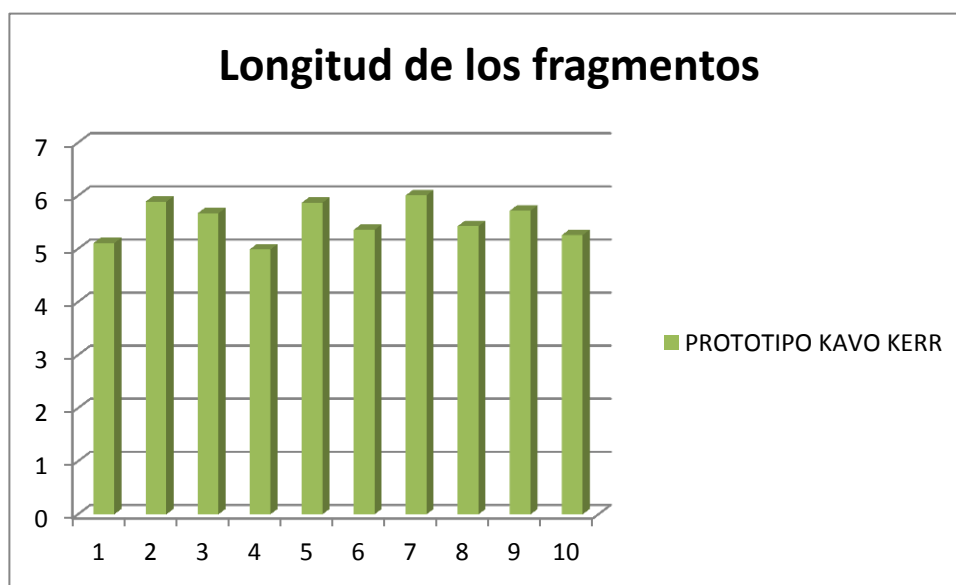


Gráfica 8. Comparación de medias de los ciclos hasta la fractura de los 3 grupos.

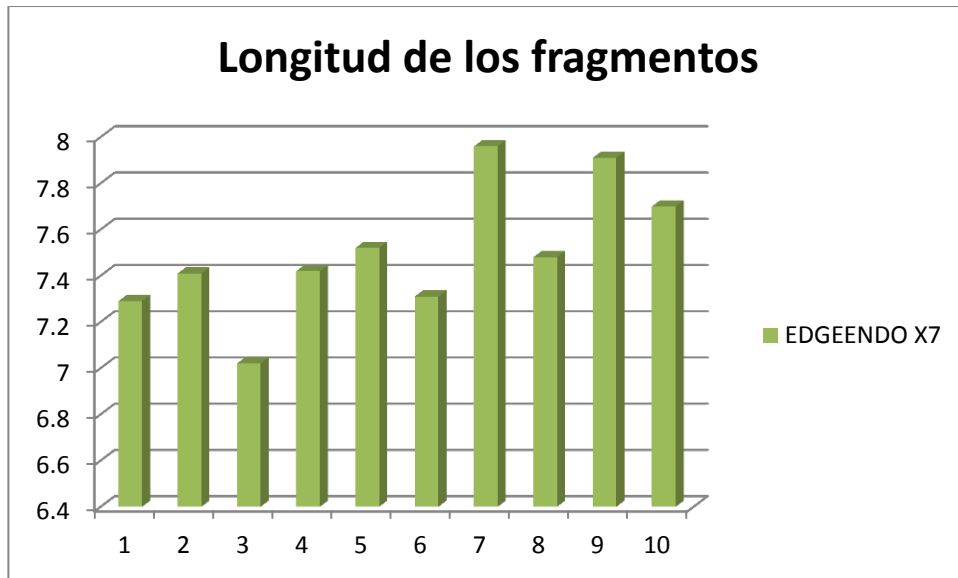
LONGITUD DE LOS FRAGMENTOS

Longitud del Fragmento Fracturado (Milímetros)			
Muestra	PROTOTIPO KAVO KERR	EDGEENDO X7	VORTEX BLUE
1	5.11	7.29	3.90
2	5.89	7.41	4.16
3	5.67	7.02	7.14
4	4.99	7.42	3.97
5	5.87	7.52	6.16
6	5.36	7.31	4.24
7	6.01	7.96	3.77
8	5.43	7.48	6.78
9	5.72	7.91	6.20
10	5.26	7.70	4.36
Media	5.531	7.502	5.068

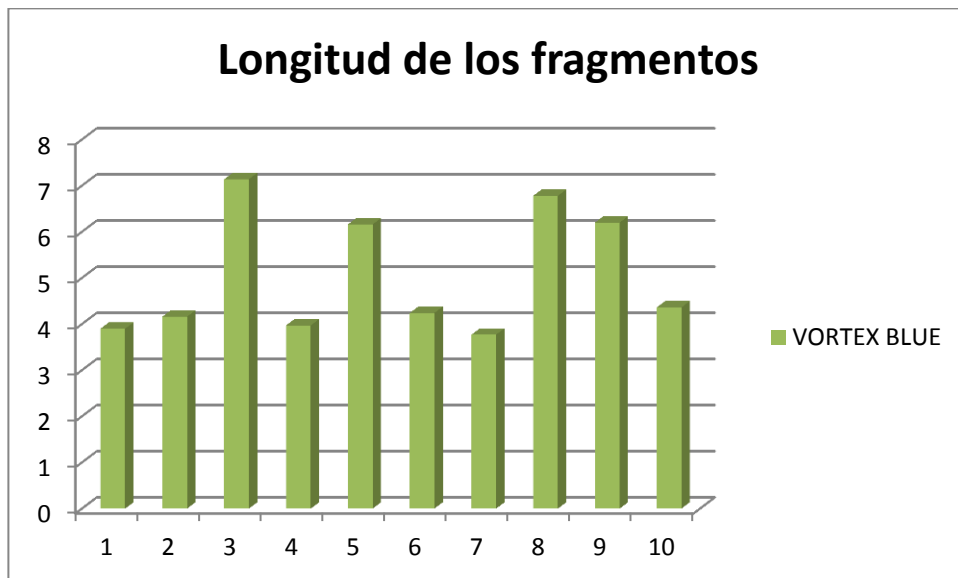
Tabla 3. Longitud de los fragmentos después de ser sometidos a fatiga cíclica de los 3 grupos.



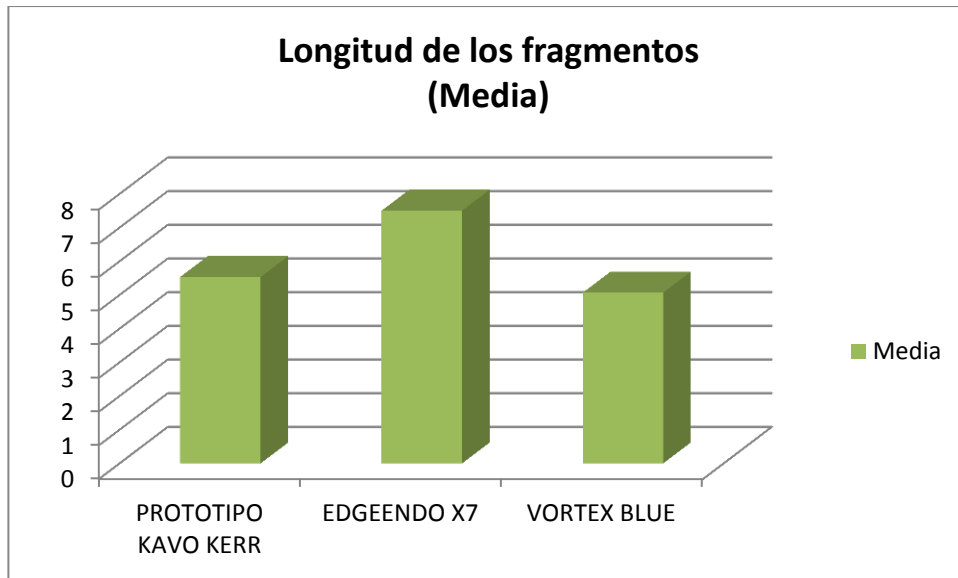
Gráfica 9. Longitud de los fragmentos de Prototipo Kavo Kerr después de ser sometido a fatiga cíclica.



Gráfica 10. Longitud de los fragmentos de Edge Endo X7 después de ser sometido a fatiga cíclica.



Gráfica 11. Longitud de los fragmentos de Vortex Blue después de ser sometido a fatiga cíclica.



Gráfica 12. Comparación de medias de las longitudes de los fragmentos de los 3 grupos después de ser sometidas a fatiga cíclica.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Tiempo en segundos a la fractura

Estadísticos descriptivos						
grupo		N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
edgeendo	Tiempo fract	10	83.700	547.200	191.55360	139.836506
	longitud	10	7.02	7.96	7.5020	.28782
	ciclos	10	19,152.00	106,035.00	49,803.5700	24,461.85370
vortex	Tiempo fract	10	78.924	137.472	101.82720	21.653649
	longitud	10	3.77	7.14	5.0680	1.33183
	ciclos	10	39,462.00	68,736.00	50,913.6000	10,826.82435
kavo kerr	Tiempo fract	10	44.840	124.614	78.98960	25.868052
	longitud	10	4.99	6.01	5.5310	.35136
	ciclos	10	22,420.00	62,307.00	39,494.8000	12,934.02576

COMPARACIÓN DEL TIEMPO DE FRACTURA DE TRES TIPOS DE LIMAS; UTILIZANDO UNA PRUEBA t STUDENT PARA MUESTRAS INDEPENDIENTES CON UN NIVEL DE SIGNIFICANCIA DE 95%.

Edge Endo X7	191.55360 (SD ±139.8)
Vortex Blue	101.82720 (SD±21.6)
Kavo Kerr	78.98960 (SD±25.8)

EDGE ENDO vs KAVO KERR = 0.02

EDGE ENDO vs VORTEXBLUE = >0.05

VORTEX vs KAVO KERR = 0.04

Esto se puede interpretar que las limas Kavo Kerr se fracturan más rápido que las Vortex Blue y Edge Endo; y que no hay diferencia en el tiempo de fractura entre Edge endo y Vortex Blue.

COMPARACIÓN DE LA LONGITUD DE FRACTURA DE TRES TIPOS DE LIMAS; UTILIZANDO UNA PRUEBA **t STUDENT** PARA MUESTRAS INDEPENDIENTES CON UN NIVEL DE SIGNIFICANCIA DE 95%.

Edge Endo X7	7.5020 (SD \pm 0.287)
Vortex BLue	5.0680 (SD \pm 1.33)
Kavo Kerr	5.5310 (SD \pm 0.351)

EDGE ENDO vs KAVO KERR = 0.00

EDGE ENDO vs VORTEXBLUE = 0.00

VORTEX vs KAVO KERR = >0.05

Esto se puede interpretar como que las limas Edge Endo x7 se fracturan a mayor distancia que las limas Vortex Bluey Kavo Kerr.

COMPARACIÓN DE CANTIDAD DE CICLOS HASTA LA FRACTURA DE FRACTURA DE TRES TIPOS DE LIMAS; UTILIZANDO UNA PRUEBA t STUDENT PARA MUESTRAS INDEPENDIENTES CON UN NIVEL DE SIGNIFICANCIA DE 95%.

edgeendo	49,803.5 (SD \pm 24,461)
vortex	50,913.6 (SD \pm 10,826)
kavo kerr	39,494.8 (SD \pm 12,934)

EDGE ENDO vs KAVO KERR = >0.05

EDGE ENDO vs VORTEX BLUE = >0.05

VORTEX BLUE vs KAVO KERR = 0.04

Esto se puede interpretar como que las limas Kavo Kerr se fracturan a una menor cantidad de ciclos que las limas Vortex Blue, sin embargo la diferencia entre el número de ciclos previos a la fractura de las limas Edg Endo X7 no son estadísticamente diferentes a las limas Vortex Blue o Kavo Kerr.

Hicimos también estas dos pruebas adicionales una ANOVA que demostró que diferencias entre los grupos y una prueba de Tukey que mostró que para el tiempo de fractura las limas Kavo Kerr se comportan diferente que las otras dos marcas.

ANOVA

tiempofract

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	70810,123	2	35405,062	5,133	,013
Dentro de grupos	186230,565	27	6897,428		
Total	257040,688	29			

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: tiempofract								
	(I) grupo	(J) grupo	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.	Intervalo de confianza al 95%		
						Límite inferior	Límite superior	
HSD Tukey	edgeendo	vortex	89.726400	37.141428	,057	-2.36271	181.81551	
		kavo kerr	112.564000*	37.141428	,014	20.47489	204.65311	
	vortex	edgeendo	-89.726400	37.141428	,057	-	2.36271	
		kavo kerr	22.837600	37.141428	,813	-69.25151	114.92671	
	kavo kerr	edgeendo	-112.564000*	37.141428	,014	-	-20.47489	
		vortex	-22.837600	37.141428	,813	-	69.25151	
	Bonferroni	edgeendo	vortex	89.726400	37.141428	,068	-5.07556	184.52836
			kavo kerr	112.564000*	37.141428	,016	17.76204	207.36596
vortex		edgeendo	-89.726400	37.141428	,068	-	5.07556	
		kavo kerr	22.837600	37.141428	1,000	-71.96436	117.63956	
kavo kerr		edgeendo	-112.564000*	37.141428	,016	-	-17.76204	
		vortex	-22.837600	37.141428	1,000	-	71.96436	

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

DISCUSIÓN

El objetivo de este estudio fue comparar la resistencia a la fatiga cíclica entre Prototipo Kavo Kerr 25/.06, Edge Endo X7 25/.06 y Vortex Blue 25/.06, en rotación continua.

A pesar de que no existe una especificación o prueba estandarizada internacionalmente para evaluar la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos rotatorios endodónticos, se utilizó el mismo modelo estático que Higuera & Cols., ya que se quería eliminar factores ajenos a la fatiga cíclica que pudieran alterar los mecanismos de separación de los instrumentos.

Gianluca Plotino y Cols. (2014), compararon la resistencia a la fatiga cíclica entre Vortex Blue y Profile Vortex porque tienen un diseño idéntico lo único que lo diferencia es el proceso de fabricación; los cuales mostraron un mejor rendimiento ante la fatiga cíclica que las convencionales de NiTi, pero Vortex Blue fue superior en la eficiencia de corte, flexibilidad así como resistencia a la fatiga cíclica comparado con Profile Vortex M- Wire, limas convencionales de NiTi y acero inoxidable.

Vortex Blue de tamaño 15/04 resistió más a la fatiga cíclica que Profile Vortex; debido a que poseen mayor flexibilidad. Coincidimos con Gianluca Plotino & Cols., donde el tratamiento térmico Blue - Wire le otorga mayor flexibilidad, eficiencia de corte y resistencia a la fatiga cíclica que las limas tradicionales de NiTi y acero inoxidable.

En el 2015 Duke & Cols., evaluaron la flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica de Profile Vortex (Dentsply Tulsa Dental) y Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK). Se utilizó instrumentos calibre 25 y taper .04 (25/.04) los cuales ambos fueron probados en 3 diferentes conductos: el grupo 1 en el conducto con una curvatura de 60° con un radio de 5mm, el grupo 2 en un conducto con doble curvatura la primera en coronal una curvatura de 60° con un radio de 5mm y en apical una curvatura de 30° con un radio de 2mm, el grupo 3 en un conducto con doble curvatura la primera en coronal una curvatura de 60° con un radio de 5mm y en apical una curvatura de 60° con un radio de 2mm . Lo cual coincidimos con los resultados de Duke & Cols., donde Vortex Blue presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica en rotación continua.

En el 2014 Harrison H Nguyen & Cols., evaluaron la resistencia a la fatiga cíclica de Pro-Taper Next (PTN; Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), ProTaper Universal (PTU, Dentsply Tulsa Dental Specialties), and Vortex Blue (VB, Dentsply Tulsa Dental Specialties). Se utilizaron 20 instrumentos para cada tamaño de Pro-Taper Next X1 – X5, ProTaper Universal S1 – F5, Vortex Blue 20/.04 – 50/.04 un total de 380 instrumentos rotatorios, los cuales fueron rotados hasta su fractura en un conducto simulado con un ángulo de 90° con un radio de 5mm. Los resultados arrojados por este estudio mostraron que VB mostró mayor resistencia a la fatiga cíclica lo cual coincidimos con Harrison H Nguyen & Cols., en que VB es resistente a la fatiga cíclica, pero se sugiere realizar un estudio comparando con el prototipo de Kavo kerr y Egde Endo X7 para poder aprobar las hipótesis mostradas.

El resultado de este estudio, realizando la prueba de *t de Student*, mostró que EE es más resistente a la fatiga cíclica que KK y VB, con diferencia estadísticamente significativa ($p=0.02$). También, entre los 3 grupos EE mostró que se fractura a mayor distancia que KK y VB, con diferencia estadísticamente significativa ($p=0.00$).

De todos los grupos, Edge Endo X7 fue el que presentó mayor resistencia a la fatiga cíclica, por ello, la segunda hipótesis queda aprobada.

CONCLUSIONES

Como conclusión, las limas Edge Endo X7 fueron las que mostraron mayor resistencia a la fatiga cíclica, comparado con Vortex Blue y Prototipo Kavo Kerr. Las limas Prototipo Kavo Kerr son las que se fracturan más rápido, es decir, a una menor cantidad de ciclos comparado Edge Endo X7 y Vortex Blue.

A pesar de no ser el objetivo del presente trabajo de investigación creemos que el diseño del instrumento y las indicaciones de uso del fabricante pudiera influir de alguna manera en la resistencia a la fatiga cíclica. Se sugieren en investigaciones futuras realizar ciclos de autoclavado e inmersión en hipoclorito de sodio para semejar lo más cercano a la realidad clínica y poder determinar mediante un análisis de falla y fractografía la verdadera causa de la separación de los instrumentos rotatorios. También se sugiere buscar un método para analizar cómo influye el diseño de los instrumentos o su manufactura en la resistencia a la fatiga cíclica. Cabe mencionar que el operador pudiera influir en gran medida en la disminución de la resistencia a la fatiga cíclica, debido al mal uso de los instrumentos rotatorios.

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer inmensamente a la Dra. Ana Gabriela Carrillo Vázquez gracias por creer en mí y darme esta oportunidad de poder ser parte de la especialidad en endodoncia (CUPIS), una de las mejores cosas que me han pasado, y me han hecho crecer como mejor persona y académicamente, lo cual es un regalo invaluable.

Agradezco también al Dr. Luis Hernán Carillo Vázquez por su incondicional apoyo durante todo el posgrado, por la carrilla, regaños y ánimos, y sobre todo por su gran ayuda y apoyo como asesor de tesis él mejor ya que siempre estuvo al pendiente, gracias de todo corazón.

Agradezco a todos mis maestros de la especialidad por su paciencia, regaños y consejos que me aportaron en todo momento, más que relación maestro – alumno fue una relación de amigos con su debido respeto ante todo, y quiero agradecerles inmensamente por todos sus conocimientos aportados en toda la especialidad, por su confianza y amistad, los tendré siempre en mi corazón y nunca los olvidare, gracias.

Agradezco a mis compañeros de la especialidad los cuales fueron mi familia en estos casi dos años de especialidad, gracias por aguantarme tal

cual soy y por ser parte importante de vida, especialmente a Nora Galván mi ahora ahijada que desde el primer día de clases fue mi mejor amiga la cual lo sigue y seguirá siendo.

Agradezco inmensamente a Adrianita Murrieta que no sé qué hubiera sido de mí en clínica sin ella, gracias por todo tu apoyo, cariño, regaños y amistad, te quiero mucho y siempre te tendré en mi corazón.

Al Ing. Israel Gradilla por permitirme estar y usar sus instalaciones en el Centro de Nanociencias y Nanotecnología de la UNAM campus Ensenada, por su paciencia y buen trató en todo momento, la cual el uso del MEB fue esencial en mi tesis.

Y finalmente agradezco a mi familia tan querida la cual siempre ha confiado en mí y me apoya incondicionalmente, especialmente a mi señora madre María Magdalena Valdez Castañeda la cual siempre me tenía en sus oraciones, y a mi señor padre Fernando García Torres el cual puso su confianza en mí y me dio la invaluable oportunidad de poder crecer académicamente realizando la especialidad en endodoncia, gracias papás por todo su cariño y ánimos, los tengo en mi corazón y son lo mejor para mí.

DEDICATORIA

Primeramente a Dios por permitir todo esto, sin él no lo hubiera logrado.

A mis Padres tan queridos, gracias a su apoyo y motivación pude culminar mi especialidad fuera de casa, siempre los tuve presentes y esto es para ustedes, los quiero de todo corazón y alma.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Mario Roberto Leonardo, Renato de Toledo Leonardo: Sistemas rotatorios en endodoncia. 2002.
2. Peters O, Peters C, Schönenberger K, Barbakow F: Protaper Rotary Root Canal Preparation: Assessment of Torque and Force in Relation to Canal Anatomy; *Int. Endod. J* 2003; 36.
3. Hilt B, Cunningham C, Shen C, Richards N: Torsional Properties of Stainless-steel and Nickel-Titanium Files After Multiple Autoclave Sterilizations. *J Endod* 2000; 26.
4. He R, Ni Jun: Design Improvement and Failure Reduction of Endodontic Files through Finite Element Analysis: Application to V-Taper File Designs; *J Endod* 2010; 36.
5. Jung-Hong Ha, Sung Kyo Kim, Nestor Cohenca, Hyeon-Cheol Kim: Effect of R-Phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod* 2013; 39:389-393.
6. Gianluca Gambarini, Nicola Maria Grande, Gianluca Plotino, Francesco Somma, Manish Garala, Massimo De Luca, Luca Testarelli: Fatigue Resistance of Engine-driven Rotary Nickel-Titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods. *J Endod* 2008; 34 (1).
7. Baek S, Lee C, Versluis A, Kim B: Comparison of Torsional Stiffness of Nickel-Titanium Rotary Files with Different Geometric Characteristics. *J Endod* 2011; 37.
8. Turpin Y, Chagneau F, Bartier O, Cathelineau G: Impact of Torsional and Bending Inertia on Root Canal Instruments. *J Endod* 2001; 27.
9. Estrela, C *Ciencia Endodóntica*. 1era Edición. Brasil: Artes Médicas Latinoamericana; 2005.
10. Gianluca Plotino, Nicola M. Grande, Elisabetta Cotti, Luca Testarelli, Gianluca Gambarini: Blue Treatment Enhances Cyclic Fatigue Resistance of Vortex Nickel-Titanium Rotary Files. *J Endod* 2014; 40.
11. G. Plotino, N. M. Grande, M. c. Melo, M. G. Bahia, L. Testarelli, G. Gambarini: Cyclic Fatigue of NiTi Rotary Instruments in a Simulated Apical Abrupt Curvature. *International Endodontic Journal* 2010; 43: 226-230.

12. Zuolo, M.L., Walton, R.E.: Deterioro de los instrumentos con el uso: comparación entre níquel-titanio y el acero inoxidable. Quintessense (edición especial) 2005; 11 (4).
13. Vertucci, F.: Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. Endodontic Topics 2005; 10, 3-29.
14. G. Plotino, N. M. Grande, M. Cordar, L. Testarelli, G Gambarini: A review of cyclic fatigue testing of nickel - titanium rotary instruments. J Endod 2009; 11, 1469-1476.
15. Gianluca Gambarini, Nicola Maria Grande, Gianluca Plotino, Francesco Somma, Manish Garala, Massimo De Luca, Luca Testarelli,: Fatigue Resistance of Engine-driven Rotary Nickel-Titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods. J Endod 2008; 34 -8.
16. G. Plotino, Nicola M. Grande, Elisabeth Cotti, Luca Testarelli, Gianluca Gambarini; Blue Treatment Enhances Cyclic Fatigue Resistance of Vortex Nickel-Titanium Rotary Files. J Endod 2014; 40-9.
17. Harrison H. Nguyen, Hanson Fong, Avina Paranjpe, Natasha M. Flake, James D. Johnson, Ove A. Peters; Evaluation of the Resistance to Cyclic Fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue Rotary Instruments. J Endodo 2014;40-8.
18. Soares IJ, Goldberg F. Endodoncia. Técnica y fundamentos. Madrid: Médica Panamericana, 2002
19. Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. J Am Dent Assoc 1980; 101:792-4.
20. Frederic Duke, Ya Shen, Huimin Zhou, Dorin Ruse, Zhe-jun Wang, Ahmed Hieawy, Markus Haapasal; Cyclic Fatigue of Profile Vortex and Vortex Blue Nickel-Titanium Files in Single and Double Curvatures. J Endodo 2015; 41-10.

21. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Appl Phys* 1963; 34(5):1475-77.

22. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 1988;14(7):346-51