



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Endodoncia

“COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA EN 3
INSTRUMENTOS ROTATORIOS CON TRATAMIENTOS TÉRMICOS DE NUEVA
GENERACIÓN.”

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la
Especialidad en Endodoncia

Presenta:

M.E. Raul De Alba Valdivia

Dirigido por:

C.D.E.E. Héctor Eugenio Morales Nieto.

Co-dirigido por:

C.D.E.E. María Del Carmen Leal Moya.

C.D.E.E. Héctor Eugenio Morales Nieto.
Presidente.

C.D.E.E. María Del Carmen Leal Moya.
Secretaria.

C.D.E.E. Daniel Alberto De La Rosa
Moreno.
Vocal.

C.D.E.E. Larissa Argentina Zavala Vargas.
Suplente.

M.O.E.E. Santiago Andaracua García.
Suplente.

Centro Universitario, Querétaro, Qro.

Abril 2020

México

RESUMEN

Introducción: El objetivo del tratamiento endodóntico se centra en lograr una adecuada limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares con la finalidad de acceder al correcto sellado del foramen apical. Con la aparición de los instrumentos rotatorios de NiTi se ha logrado simplificar los protocolos de instrumentación durante el tratamiento de conductos logrando una disminución del tiempo de trabajo por parte del operador y un aumento al pronóstico del tratamiento gracias a la mejora en la conformación del sistema de conductos, sin embargo, esta simplificación ha venido acompañada de un aumento en el porcentaje de separación de instrumentos dentro del conducto radicular. Con el paso del tiempo las mejoras tecnológicas han permitido acceder a instrumentos rotatorios que presentan mayor resistencia y un importante aumento en su flexibilidad. Es importante para el especialista en endodoncia conocer cuál de estos instrumentos muestra mejores cualidades de resistencia con la finalidad de lograr prevenir accidentes durante el tratamiento endodóntico. **Objetivo:** Determinar cuál de los 3 sistemas rotatorios: AF F One (Fanta Dental materials, Shanghái, Ch), AF Rotary, (Fanta Dental materials, Shanghái, Ch) o S One (Fanta Dental materials, Shanghái, Ch) presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica ante curvaturas pronunciadas. **Material y métodos:** 75 instrumentos rotatorios (25 AF F one), (25 S one) y (25 AF Rotary) fueron sometidos a la prueba de resistencia a la fatiga cíclica en una platina de acero inoxidable con un conducto que presentaba una curvatura con una angulación de 60°. Previo a la prueba los instrumentos fueron divididos de manera aleatoria en subgrupos de acuerdo al número de ciclos de esterilización en autoclave que se le aplicaba a cada instrumento. Los instrumentos fueron observados por medio de microscopía electrónica de barrido, antes de su esterilización, después de su esterilización y después de la prueba de resistencia a fatiga cíclica. **Resultados:** AF Rotary mostro una mayor resistencia a la fatiga cíclica que AF F one y S one con una diferencia estadísticamente significativa. Ninguno de los instrumentos mostro diferencia estadísticamente significativa al ser comparado con el mismo con distintos ciclos de esterilización. **Conclusiones:** Los resultados obtenidos en este estudio demostraron que el instrumento rotatorio AF Rotary mostro una mayor resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos S one y AF F one, esto sugiere deberse según los resultados obtenidos en este estudio a la suma de 2 principales factores como lo son el diseño de una sección transversal geométrica y la fabricación con una aleación metálica con mayor flexibilidad cualidades con las que cuenta el sistema rotatorio AF Rotary. Por otra parte, los resultados también sugieren la ausencia de incidencia de repetidos ciclos de esterilización sobre la resistencia a la fatiga cíclica de cada instrumento por lo que se puede concluir que la fractura del instrumento es provocada por la fricción y el estrés al que este se somete dentro del conducto radicular y no está influenciada por un detrimento producido por los procesos de desinfección al que este es sometido entre pacientes.

Palabras clave: AF Rotary, AF F one, S one, fátiga cíclica, microscopio electrónico de barrido, esterilización en autoclave.

SUMMARY

Introduction: The objective of the endodontic treatment is focused on achieving adequate cleaning and conformation of the root canal system in order to access the correct sealing of the apical foramen. With the appearance of NiTi rotary instruments, it has been possible to simplify the instrumentation protocols during the treatment of root canal system, achieving a decrease in the working time by the operator and an increase in the prognosis of the treatment thanks to the improvement in the conformation of the root canal system, however, this simplification has been accompanied by an increase in the percentage of separation of instruments within the root canal. Over time, technological improvements have allowed access to rotary instruments that have greater resistance and a significant increase in flexibility. It is important for the endodontic specialist to know which of these instruments shows the best resistance qualities with the aim of preventing accidents during endodontic treatment. **Objective:** Determine which of the 3 rotary systems: AF F One (Fanta Dental materials, Shanghai, Ch), AF Rotary, (Fanta Dental materials, Shanghai, Ch) or S One (Fanta Dental materials, Shanghai, Ch) has the highest resistance to cyclic fatigue against pronounced curvatures. **Material and methods:** 75 rotary instruments (25 AF F one), (25 S one) and (25 AF Rotary) underwent cyclic fatigue resistance testing on a stainless steel stage with a canal that had a curvature with an angulation of 60 °. Before the test, the instruments were randomly divided into subgroups according to the number of autoclave sterilization cycles that were applied to each instrument. The instruments were observed by scanning electron microscopy, before sterilization, after sterilization and after the cyclic fatigue resistance test. **Results:** AF Rotary showed greater resistance to cyclic fatigue than AF F one and S one with a statistically significant difference. None of the instruments showed a statistically significant difference when compared to the same with different sterilization cycles. **Conclusions:** The results obtained in this study showed that the AF Rotary rotary instrument showed greater resistance to cyclical fatigue than the S one and AF F one instruments, this suggests that due to the results obtained in this study the sum of 2 main factors such as the they are the design of a geometric cross section and the manufacture with a metal alloy with greater flexibility qualities that the Rotary AF Rotary system has. On the other hand, the results also suggest the absence of incidence of repeated sterilization cycles on the resistance to cyclic fatigue of each instrument, so it can be concluded that the fracture of the instrument is caused by the friction and stress to which it is it submits within the root canal and is not influenced by a detriment produced by the disinfection processes to which it is subjected between patients.

Key words: AF Rotary, AF F one, S one, cyclic fatigue, scanning electron microscope, autoclave sterilization.

DEDICATORIA

Para mi madre por ser la máxima muestra de amor incondicional que este mundo me ha brindado, a mi padre por enseñarme el valor del trabajo, la ausencia de límites y el cómo amar a una familia y a Eunice por ser faro que me guió a alcanzar el puerto de mis sueños.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por todas las bendiciones y momentos excepcionales con los que ha colmado mi vida, pero también por los retos y momentos adversos que han forjado mi carácter.

A mis padres y hermanos por formar la familia llena de amor y armonía que sustenta todos mis sueños y proyectos de vida.

A Eunice por ser una compañera incondicional durante esta etapa de mi vida, estar en buenos y malos momentos y siempre ser el abrazo que reconforta.

A cada uno de mis docentes por compartir de manera desinteresada sus conocimientos y forjar en mi un criterio inamovible y con especial gratitud a los Doctores: Larissa Zavala, Daniel De la Rosa y Santiago Andaracua por ser maestros y amigos, por no permitirme caer en el conformismo e incentivar a superarme.

A los Doctores María Del Carmen Leal, Héctor Morales y Rubén Domínguez por el incondicional apoyo mostrado durante la realización de este proyecto.

A mis compañeras de generación por formar durante toda la especialidad lazos de amistad que espero que perduren por el resto de la vida.

A Francisco Arellano y Fanta Dental Materials, por el apoyo desinteresado para la realización de este proyecto.

A La universidad Autónoma de Querétaro, así como a cada uno de los elementos que forman parte de su facultad de medicina por permitirme continuar con mi desarrollo profesional en una institución educativa de calidad y convertirse en hogar al cual espero regresar algún día.

Al Centro Universitario De Ciencias Exactas e Ingenierías, así como a la especialidad en endodoncia del Centro Universitario de los Altos ambos pertenecientes a la Universidad de Guadalajara, con especial atención al Dr. Martín Flores Martínez Y al Ing. Sergio Oliva León por apoyar a la obtención de las imágenes microscópicas que se muestran en este estudio.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por apoyarme durante 2 años para poder continuar con mi desarrollo profesional.

ÍNDICE

	Página
Resumen	i
Summary	ii
Dedicatorias	iii
Agradecimientos	iv
Índice	v
Índice de tablas y gráficas	vii
I. Introducción	1
II. Antecedentes	4
III. Fundamentación teórica	13
III.1. Pregunta de investigación	14
III.2. Justificación	14
IV. Hipótesis	15
IV.1. Hipótesis de trabajo	15
IV.2. Hipótesis nula	15
V. Objetivos	16
V.1. Objetivo General	16
V.2. Objetivo Específico	16
VI. Material y Métodos	17
VI.1. Tipo de investigación	17
VI.2 Población	17
VI.3. Muestra y tipo de muestra	17

VI.3.1. Criterios de inclusión	18
VI.3.2. Criterios de exclusión	18
VI.3.3. Criterios de eliminación	18
VI.3.4 Definición de Variables y unidades de medida	19
VI.4. Técnicas e instrumentos.	21
VI.5. Procedimiento	22
VII. Resultados	31
VIII. Discusión	39
IX. Conclusiones	42
X. Propuestas	43
XI. Bibliografía	44

ÍNDICE DE TABLAS

	Página
Tabla 1. Comparación de tiempo a la fractura y milímetros fracturadas de los sistemas rotatorios Af Rotary, S One Y AF F One sometidos a distintos números de ciclos de esterilización antes de la prueba a la fatiga cíclica.	32
Gráfica 1. comparativa de medias del tiempo de fractura medido en segundos.	33
Gráfica 2. Comparativa de las medias de la longitud de fractura medida en milímetros.	33

I. Introducción

El tratamiento de conductos se puede definir como la combinación de instrumentación mecánica del sistema de conductos radiculares, su desbridamiento químico y su obturación con un material inerte, diseñado para mantener o restablecer la salud de los tejidos perirradiculares (Ng et al. 2008).

La limpieza y conformación adecuada del sistema de conductos radiculares son objetivos importantes de la terapia endodóntica. La eliminación controlada de debris, dentina infectada y los factores etiológicos de la enfermedad periapical relacionados con la pulpa son de suma importancia para una curación exitosa. Además, la ampliación y conicidad adecuada de los conductos son necesarios para permitir una irrigación efectiva (Schilder 1974) y permitir una obturación adecuada (Allison, Weber, and Walton 1979).

En los años 70 Cvjan fue el primero en sugerir la utilización de la aleación de níquel titanio para los instrumentos endodónticos. Estos instrumentos mostraban ventajas como las de ser altamente flexibles, no alterar la curvatura apical, no fracturarse fácilmente, no transportar el foramen y no crear escalones (Buchanan 2001). La aleación de NiTi utilizada en los instrumentos de endodoncia contiene aproximadamente 56% en peso de níquel y 44% en peso de titanio, lo que da como resultado una relación atómica casi uno a uno (equiatómica) (Thompson 2000).

AF Wire es una aleación de NiTi desarrollada, que idealmente tiene excelentes propiedades de resistencia mecánica, y su flexibilidad es suficiente para evitar la transportación del conducto mientras que su dureza es lo suficientemente adecuada como para permitir una buena eficacia de corte, Fanta AF Wire ofrece 3 niveles de flexibilidad para el polígono que se descompone y sus fases cristalográficas presentes en la aleación que Son AF-H (AF Rotary™), AF-R (S One™ AF F One™) Y AF-L (Fanta Dental Materials, 2017).

La posibilidad de una separación de instrumentos sigue siendo una preocupación importante durante el uso clínico de los instrumentos NiTi. Se informa que la falla por fatiga cíclica ocurre inesperadamente sin ningún signo de una deformación plástica permanente previa. Esto ocurre como resultado de ciclos alternos de tensión-compresión, que se generan en el punto de flexión máxima de un instrumento cuando se gira en un conducto curvo. Se han investigado muchas variables que pueden influir en la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de las limas rotatorias de NiTi, como la velocidad operativa, el diseño de los instrumentos, los tratamientos de superficies metálicas y el efecto de la solución de irrigación (Plotino et al. 2012).

Los tipos de fractura que sufre una lima NiTi son: fractura por flexión, la cual se produce como consecuencia de la preparación de una curvatura radicular compleja, y fractura por torsión; que se presenta cuando una porción del instrumento queda atrapada en del conducto radicular, pero sigue girando dentro del mismo conducto (Parashos and Messer 2004). La fatiga cíclica por su parte se relaciona con la cantidad de ciclos que un instrumento soporta antes de sufrir la fractura de un segmento (Walia et al., 1988).

Los instrumentos NiTi generalmente se reutilizan en la práctica clínica por razones económicas, lo que lleva a su esterilización repetida en autoclave. La memoria de forma NiTi y las propiedades superelásticas se consideran altamente dependientes del historial de procesamiento termomecánico del producto fabricado (Spiros Zinelis et al. 2007). En consecuencia, se ha informado que el tratamiento térmico adicional de los instrumentos NiTi durante la esterilización en autoclave podría aumentar su flexibilidad (Yahata et al. 2009).

Para lograr un uso seguro y eficiente de los instrumentos NiTi se han intentado varias formas de evaluar su resistencia a la fatiga cíclica. Un modelo ideal para probar la resistencia a la fatiga cíclica implicaría la instrumentación de conductos curvos en órganos dentales naturales. Sin embargo, en tales pruebas, un órgano dental solo se puede usar una vez y la forma del conducto radicular cambiará durante la instrumentación, lo que hace que sea imposible estandarizar

las condiciones experimentales. Como resultado, se han utilizado varios dispositivos como tubos de vidrio o metal para realizar pruebas (Plotino et al. 2009). Sin embargo, no se ha utilizado ningún estándar internacional de laboratorio para investigar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios NiTi (Zhao et al. 2016).

En el presente estudio se compara la resistencia a la fatiga cíclica de tres diferentes instrumentos rotatorios de la misma casa comercial (Fanta Dental Materials™) los cuales presentan diferencias entre si tanto en el tratamiento térmico con el que cuenta así como en la morfología de cada instrumento: AF Rotary™ la cual cuenta con una sección transversal triangular convexa, S one™ que presenta sección transversal en forma de “S” y aleación blue así como F One™ la cual cuenta con un diseño de sección transversal único con dos puntos de corte activos con un diseño de corte lateral plano lo cual según el fabricante le brinda 150% mayor resistencia a la fatiga cíclica, todos los instrumentos contaron tanto con el mismo calibre como conicidad y fueron divididos en subgrupos dependiendo los ciclos de esterilización a los que fueron sometidos, con la finalidad de conocer el tiempo de vida útil que cada instrumento presenta en promedio, y si afecta o no la aplicación de distintos ciclos de esterilización sobre los mismos.

II. Antecedentes

La Asociación Americana de Endodoncia (AAE) define la Endodoncia como la rama de la Odontología que trata de la morfología, fisiología, y patología de la pulpa dental y los tejidos perirradiculares. Su estudio y práctica engloba las ciencias básicas y clínicas incluyendo la biología de la pulpa normal, etiología, diagnóstico, prevención y tratamiento de las patologías de la pulpa y alteraciones perirradiculares asociadas (American Association of Endodontics, 2016).

La pulpa dental se comunica con los tejidos periodontales a través del foramen apical y a través de los conductos laterales. La Exposición de la pulpa dental o los tejidos perirradiculares a los microorganismos resultan en el desarrollo de la patosis pulpar y perirradicular (Torabinejad and Chivian 1999).

El tratamiento de conductos radiculares se puede definir como la combinación de instrumentación mecánica del sistema de conductos radiculares, su desbridamiento químico y su obturación con un material inerte, diseñado para mantener o restablecer la salud de los tejidos perirradiculares (Ng et al. 2008).

La limpieza y conformación adecuada del sistema de conductos radiculares son objetivos importantes de la terapia endodóntica, la eliminación controlada de debris, dentina infectada y los factores etiológicos de la enfermedad periapical relacionados con la pulpa son de suma importancia para una curación exitosa. Además, la ampliación y conicidad adecuada de los conductos son necesarios para permitir una irrigación efectiva (Schilder 1974) y permitir una obturación adecuada (Allison, Weber, and Walton 1979).

Esta preparación del conducto radicular se logra con ayuda de los instrumentos endodónticos manuales o rotatorios (Shantiaee et al. 2019). Edward Maynard ha sido acreditado con el desarrollo de los primeros instrumentos manuales endodónticos en 1838 al hacer muescas en un alambre redondo creó pequeñas agujas para extirpar el tejido pulpar (Grossman 1976).

En 1885 se introdujeron los drills Gates Glidden y en 1915 se introdujeron los instrumentos tipo K. Aunque la estandarización de los instrumentos había sido propuesta en 1929 por Trebitsch y nuevamente por Ingle en 1958, las especificaciones de la International Organization for Standardization (ISO) para los instrumentos de endodoncia no fueron publicadas hasta 1974 (Hülsmann et al. 2005).

La primera descripción del uso de instrumentos rotatorios parece haber sido realizada por Oltramare quien informó sobre el uso de agujas finas con una sección transversal rectangular, que podrían montarse en una pieza de mano dental. Estas agujas se introducían pasivamente en el conducto radicular dirigiéndolas hacia el foramen apical y luego se accionaba su rotación. Afirmó que, por lo general, el muñón de la pulpa se eliminó inmediatamente del conducto radicular y abogó por el uso de agujas finas en los conductos radiculares curvos para evitar fracturas de instrumentos. En 1889 William H. Rollins desarrolló la primera pieza de mano endodóntica para la preparación automatizada del conducto radicular, utilizó agujas especialmente diseñadas, que se montaban en una pieza de mano dental con una rotación 360°. Para evitar fracturas del instrumento, la velocidad de rotación se limitó a 100 r.p.m (Hülsmann et al. 2005).

La aleación de Níquel-Titanio (NiTi) fue desarrollada por el Laboratorio de artillería naval (White Oak, MD, EE. UU.) (Buehler, Gilfrich, and Wiley 1963), denominándola "Nitinol"; por el acrónimo de Níquel (Ni), Titanio (Ti) y Laboratorio de artillería naval (Nol). La aleación de NiTi utilizada en los instrumentos de endodoncia contiene aproximadamente 56% en peso de Níquel y 44% en peso de Titanio, lo que da como resultado una relación atómica casi uno a uno (equiatómica) (Thompson 2000). En los años 70 Cvjan fue el primero en sugerir la utilización de la aleación de NiTi para los instrumentos endodónticos. Estos instrumentos mostraban ventajas como las de ser altamente flexibles, no alterar la curvatura apical, no fracturarse fácilmente, no transportar el foramen y no crear escalones (Buchanan 2001).

El avance tecnológico y la asociación de la metalúrgica con la endodoncia permitieron que los instrumentos rotatorios se fabricaran con aleación de níquel-titanio, la cual les confiere superelasticidad, flexibilidad, resistencia a la deformación plástica y a la fractura (Leonardo y De Toledo, 2002).

La superelasticidad es la propiedad de ciertas aleaciones que les permite retornar a su forma original, después de librarse de una fuerza de deformación. Las aleaciones de níquel-titanio, cuando son sometidas a la deformación de hasta 10% pueden retornar su forma original mientras que las limas de acero inoxidable solamente retornan a su estado inicial cuando la deformación no es superior a 1% (Leonardo y De Toledo, 2002).

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 (Zinelis et al. 2010).

Las aleaciones de NiTi se configuran en diferentes estructuras dependientes de la temperatura, a temperaturas más altas, NiTi se encuentra en un estado austenítico conocido como el de una red cúbica centrada en la cara; sin embargo, a temperaturas más bajas, NiTi está en una estructura cristalina martensítica que es una estructura monoclinica distorsionada. La estructura distorsionada permite que el material se deforme en ángulos y condiciones de trabajo mayores que el NiTi austenítico en las mismas condiciones. La transformación entre fases se inicia por el calor y el estrés (Shen et al. 2013). La composición de fase y, en consecuencia, las propiedades mecánicas de la aleación de NiTi dependen de la temperatura ambiente y de si la aleación se enfría o calienta a esta temperatura. Si la temperatura está por encima de la temperatura de acabado de austenita (A_f), la aleación está en estado austenítico, es decir, es rígida, dura y posee propiedades superelásticas superiores. Si la temperatura es inferior a la temperatura de acabado de martensita (M_f), la aleación de NiTi está en estado martensítico, es decir, es suave, dúctil, se puede deformar fácilmente y posee el efecto de memoria de forma (Zhou et al. 2013).

Debido a la capacidad de reorientación de la estructura de fase hermanada, la martensita tiene una resistencia a la fatiga cíclica superior en comparación con la austenita; Por lo tanto, un cambio en las temperaturas de transformación (M_s , M_f , A_s , A_f) de la aleación NiTi utilizada, que se puede lograr mediante tratamiento térmico y mecánico o variación en la composición química, es la herramienta más importante para que los fabricantes puedan alterar la composición de fase y, en consecuencia, las propiedades mecánicas de la aleación de NiTi (Miyazaki y Otsuka, 1986).

Los alambres de NiTi en bruto son proporcionados por fabricantes en estado de trabajo en frío, el cual aumenta significativamente la incidencia de defectos de la red cristalina en la aleación de NiTi y da como resultado una microestructura que contiene martensita residual en una matriz austenítica con una movilidad impedida de los límites gemelos de la martensita. El tratamiento térmico de la aleación de NiTi trabajada en frío en un rango de temperatura de alrededor de 450-550 °C puede liberar las tensiones internas y reducir los defectos de la red cristalina al proporcionar a los átomos suficiente energía térmica para reorganizarse (Zinelis et al. 2007). En consecuencia, la aleación de NiTi tratada térmicamente ha aumentado significativamente la resistencia a la fatiga cíclica y las temperaturas de transformación más altas que la aleación de NiTi no tratada térmicamente (Zinelis et al. 2010).

Primera Generación (Instrumentos SE)

Estos instrumentos están en fase austenica con temperatura A_f por debajo de la temperatura corporal y exhibe propiedades súper elásticas. Los estudios de la estructura metalúrgica de los instrumentos SE con análisis calorimétricos de barrido diferencial convencionales (DSC) mostraron que el A_f para la mayoría de los instrumentos SE NiTi está a temperatura ambiente (16-31 °C) o inferior y que estos instrumentos están en condición austenítica superelástica (Alapati et al. 2009).

Segunda Generación

En este grupo, se han desarrollado varios procedimientos termomecánicos patentados para obtener blancos de alambre SE que contienen la fase estable de martensita en condiciones clínicas. El procesamiento térmico, en la fabricación de la aleación, produce una mejor disposición de la estructura cristalina y altera el porcentaje relativo de fases presentes en la aleación (Özyürek 2016). El proceso de tratamiento térmico generalmente conduce a partículas de NiTi finamente extendidas en la matriz (Otsuka y Ren, 2005) y desplaza hacia arriba el Af de la aleación produciendo un porcentaje cristalográfico diferente de martensita y / o fase R y / o austenita cerca de la temperatura corporal. Dependiendo del tratamiento termodinámico de los cables antes o durante la fabricación, se produjeron tres alambres diferentes (Alapati et al. 2009).

M wire

Introducido en 2007 por Dentsply Tulsa Dental®, consistió en someter a la aleación a una serie de tratamientos térmicos y ciclos de recocido durante el estiramiento del alambre (Kell et al. 2009). Este proceso de ciclismo apunta a estabilizar la estructura cristalina del Nitinol en su condición más martensítica a la temperatura corporal (Jordan, Sultan, and Vermaut 2015). En la exploración de microscopía electrónica de transmisión, se encontraron martensita y quizás fase R en las secciones transversales de M-Wire (Brantley et al. 2002). En un estudio microestructural, la apariencia lenticular clásica de la martensita se ha identificado en la microestructura de M-Wire. La temperatura de acabado de austenita (Af) de M-Wire es de alrededor (45 ° C - 50 ° C) como se muestra en el análisis TMDSC el rango de temperatura para la transformación de fase, sugiere que estos instrumentos hechos de M-Wire estarían esencialmente en la fase martensítica a temperatura ambiente (Alapati et al. 2009).

Fase R

En 2008, SybronEndo® (Orange, CA, EE. UU.) Desarrolló un nuevo proceso de fabricación con el objetivo de transformar el alambre NiTi en bruto en la

fase austenítica en una fase R y estabilizar la fase R a temperaturas más altas. Este proceso de torsión patentado con tratamiento térmico concurrente imparte características mecánicas superiores (Yum et al. 2011). La fase R posee un módulo de corte menor que la martensita y la austenita, y la deformación de transformación para la fase R es menos de una décima parte de la transformación martensítica (Wu et al. 1990). A temperatura ambiente y corporal, el instrumento de "fase R" es totalmente austenita. La temperatura A_f de los instrumentos Twisted TF (fase R) varía entre (17.62-18.88 ° C) (Hou et al. 2011).

Memoria controlada NiTi Wire (CM Wire)

CM Wire (DS Dental, Johnson City, TN) se introdujo en 2010. Un proceso termomecánico patentado tenía como objetivo aumentar la flexibilidad, reducir la memoria de forma, elevar las temperaturas de transformación (A_f hasta aproximadamente 50 ° C) y obtener martensita estable en el cuerpo temperatura (De Arruda Santos et al. 2013). Se estudió la composición química de los alambres CM y alambres SE. Testarelli et al encontraron que CM tiene un menor porcentaje de peso de níquel (52 Ni% en peso) en comparación con el 54.5– 57 Ni% en peso común de la gran mayoría de SE comercialmente disponible (Shen et al. 2013).

Instrumentos con tratamiento térmico Blue y Gold

En 2011, Dentsply Tulsa Dental® (Tulsa, OK, EE. UU.) Presentó ProFile Vortex Blue®, primer instrumento endodóntico que poseía un color azul distintivo. Para los instrumentos Blue, se sabe que una capa visible de óxido de titanio es responsable del color azul distintivo que permanece en la superficie como resultado del tratamiento térmico posterior al mecanizado. Se encontró que la temperatura de acabado de austenita para los instrumentos con tratamiento térmico Blue era alrededor de la temperatura corporal (38.5 ° C), mientras que la temperatura de inicio de martensita es de aproximadamente 31 ° C (Hu et al. 2014). Los instrumentos con aleación blue exhibieron menos dureza superficial Vickers que los instrumentos M-Wire. Teniendo en cuenta el comportamiento de memoria controlada del instrumento tratado con aleación, se puede suponer que, a pesar de las temperaturas de transformación más bajas, estos instrumentos contienen una

mayor cantidad de martensita estable que M- Wire, lo que conduce a una aleación de NiTi más suave y dúctil. Para los instrumentos con tratamiento térmico Gold, una capa superficial también puede ser responsable del color distintivo. El análisis DSC de ProTaper Gold® reveló aproximadamente 50 ° C para la temperatura de acabado de austenita (De-Deus et al. 2017), lo que indica que estos instrumentos también contienen principalmente martensita o fase R en condiciones clínicas todos los instrumentos tratados con calor Gold y Blue demostraron una mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga en comparación con Instrumentos convencionales de NiTi y M-Wire, lo que podría atribuirse a su estado martensítico (Nguyen et al. 2014).

AF Wire

AF Wire (Fanta Dental materials™) es un alambre con tratamiento térmico especial que se utiliza para producir limas rotatorias endodónticas. Como sabemos, los instrumentos de acero inoxidable son rígidos y, por lo tanto, no son adecuados para una gran ampliación apical en conductos delgados y curvos. Las aleaciones NiTi tienen propiedades superiores en ductilidad, fatiga, tensión recuperable, biocompatibilidad y resistencia a la corrosión. AF Wire es una aleación de NiTi desarrollada, que idealmente tiene excelentes propiedades de resistencia mecánica, y su flexibilidad es suficiente para evitar la transportación del conducto mientras que su dureza es lo suficientemente adecuada como para permitir para una buena eficacia de corte, Fanta Al Wire ofrece 3 niveles de flexibilidad para el polígono que se descompone y sus fases cristalográficas presentes en la aleación que Son AF-H (AF Rotary™), AF-R (S One™ y AF F One™). Y AF-L (Fanta Dental Materials, 2017).

Efecto del tratamiento térmico sobre la fatiga cíclica.

La resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios está determinada por el diseño de la sección transversal, el estado de la superficie (rugosidad y tensión residual) y el proceso termomecánico aplicado durante la fabricación (Park et al. 2010). La correlación entre las temperaturas de transformación martensítica y las propiedades mecánicas ha sido ampliamente discutida, donde la tasa de reducción de TS incrementa con el aumento de la

temperatura. Esto también se explicó por la precipitación de partículas de Ti_3Ni_4 ricas en Ni de la matriz de NiTi que conduce a un agotamiento de níquel en la matriz, lo que resulta en un aumento de las temperaturas de transformación y en una disminución proporcional del estrés de transformación (Filip Y Mazanec, 2001). Cuando el ambiente de trabajo está por debajo de la temperatura A_f , la microestructura NiTi comprende martensita que exhibe mayor flexibilidad y menor rigidez que Austenita. La menor rigidez de los instrumentos martensíticos se puede atribuir al módulo de martensita de Young más bajo (aproximadamente 30-40 GPa), mientras que la austenita es aproximadamente (80-90 GPa) a temperatura ambiente. Los instrumentos con la microestructura martensítica han mostrado una reducción del 23% en el par de flexión en comparación con SE NiTi. Cuanto más martensítica es la aleación NiTi, más flexible y resistente a la fatiga se vuelve un instrumento (Santoro, Nicolay, and Cangialosi 2001). Esto podría explicarse por el hecho de que el alambre NiTi martensítico permite una mayor cantidad de deformación a un par similar que la aleación austenítica de NiTi (Park et al. 2010).

Los instrumentos NiTi generalmente se reutilizan en la práctica clínica por razones económicas, lo que lleva a su esterilización repetida en autoclave. La memoria de forma NiTi y las propiedades superelásticas se consideran altamente dependientes del historial de procesamiento termomecánico del producto fabricado (Spiros Zinelis et al. 2007). En consecuencia, se ha informado que el tratamiento térmico adicional de los instrumentos NiTi durante la esterilización en autoclave podría aumentar su flexibilidad (Yahata et al. 2009).

Serene et al. (1995) verificaron que la microdureza de Vickers aumentó aproximadamente un 18% para los alambres de NiTi después de 1 y 5 ciclos de esterilización en calor seco o en autoclave y plantearon la hipótesis de que la deformación de los instrumentos de NiTi causada durante el uso clínico podría revertirse al usar temperaturas de esterilización. por encima de 125° C.

Melo et al. (2002) también observaron un aumento del 10% en los valores promedio de la microdureza Vickers de los instrumentos de endodoncia NiTi después de 5 ciclos de esterilización.

Silvaggio Y Hicks (1997) demostraron que la esterilización, ya sea en autoclave o en calor seco, no afectaba negativamente las propiedades de torsión de los instrumentos NiTi; de hecho, descubrieron que la esterilización por calor de instrumentos rotatorios NiTi hasta 10 veces no aumentaba la probabilidad de fractura del instrumento.

Canalda et al. (1998) informaron una reducción en la resistencia a la torsión de las limas de acero inoxidable y resultados no concluyentes para los instrumentos NiTi. El mismo estudio informó una reducción en la flexibilidad de ambos tipos de instrumentos después de la esterilización.

Al-Sudani et al. (2012) fueron los primeros en estudiar la resistencia a la fatiga de los instrumentos endodónticos en conductos de doble curvatura; los resultados mostraron que los instrumentos se fracturaron antes cuando los instrumentos VX® y ProFile® se probaron en conductos de doble curvatura versus conductos de curvatura simple. Sin embargo, no se brindó la información detallada sobre el tamaño exacto del conducto artificial y la trayectoria de los diferentes instrumentos.

Cheung et al. (2007) observaron en su estudio que el movimiento de picoteo introdujo una variable incontrolada que no contribuye a la comprensión del comportamiento de fatiga de los instrumentos NiTi que giran en un conducto curvo. La omisión del movimiento de picoteo es necesaria para examinar el comportamiento de fatiga de una parte de trabajo, que se rige por las propiedades del material, la condición de carga y la geometría constante.

Bhagabati et al. (2012) compararon 4 instrumentos de tamaño 25 y conicidad de .06 de Profile®, Mtwo®, K3® y TF®. Los instrumentos se probaron en 2 conductos artificiales con un ángulo de curvatura de 45 ° y 90 °, obteniendo como resultado que TF® mostró la mayor NFC media en ambas curvaturas de los conductos.

Bouska et al. (2012) realizaron un estudio para evaluar la resistencia a la fatiga de instrumentos de calibre 30 y conicidad de .06 de ProFile Vortex®, TF®,

GTX®, ProFile® y EndoSequence®, que se rotaron a la velocidad recomendada por el fabricante dentro de un conducto artificial, obteniendo un NCF más alto para GTX®, TF® y ProFile Vortex®, todos hechos con avances recientes en el proceso de fabricación metalúrgica de NiTi. Según los autores, los cambios en los diseños de los instrumentos también pueden haber contribuido a las diferencias de resistencia.

Peters et al. (2012) demostraron en su estudio que los instrumentos rotatorios Hyflex® se fabrican a partir de alambre de NiTi que está sujeto a un proceso patentado. Esto da como resultado instrumentos rotatorios flexibles que tienen una resistencia a la torsión similar en comparación con los instrumentos hechos de NiTi convencional. La resistencia a la fatiga es mucho más alta, y la capacidad de preparación del conducto parece requerir menor trabajo, en comparación con otros instrumentos rotatorios probados en condiciones similares.

III. Fundamentación teórica

La instrumentación mecánica es uno de los aspectos más importantes durante el tratamiento de conductos radiculares ya que permite al endodoncista realizar una instrumentación más adecuada que facilite llevar al irrigante de manera más adecuada hacia el tercio apical reduciendo a su vez el tiempo de trabajo del especialista. A pesar de todas las ventajas que la instrumentación mecánica presenta su principal desventaja sigue siendo la fractura de instrumentos dentro del conducto radicular debido al estrés que la fricción entre en conducto y el instrumento genera en este último. En busca de la mejora de las cualidades de los instrumentos las casas comerciales han implementado el uso de nuevos tratamientos térmicos los cuales buscan mejorar la resistencia a la fatiga y la flexibilidad de los instrumentos lo que se reflejara en el aumento del tiempo de vida de los mismos, sin embargo dichas casas comerciales no mencionan si la mejora de las características del instrumento aumentan su resistencia a la fractura, actualmente se desconoce cuál de los tratamientos térmicos presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica. Los instrumentos endodonticos de la casa comercial Fanta Dental

materials™ utilizados en la clínica de la Especialidad en Endodoncia de la Universidad Autónoma de Querétaro, presentan una variedad de sistemas entre distintos tipos de tratamientos térmicos por lo que se pretende compararlos entre sí para determinar cuál de ellos muestra una mejor resistencia a la fatiga cíclica.

III.1 Pregunta de investigación

¿Cuál sistema rotatorio AF Rotary™, AF F One™ o S One™ presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica durante la instrumentación de curvaturas pronunciadas?

III.2 Justificación

La instrumentación biomecánica se ha convertido en uno de los procedimientos más importantes durante la realización del tratamiento de conductos, el uso de sistemas rotatorios con nuevos tratamientos térmicos promete según las casas comerciales la prolongación del tiempo de uso junto con la mejora de cualidades de los instrumentos. Determinar cuál instrumento presenta una mayor mejora de sus cualidades facilitará al clínico la elección del instrumento óptimo lo que ayudará al especialista a mejorar sus tratamientos brindándoles un mejor pronóstico.

IV. Hipótesis

IV.1 Hipótesis de trabajo

El sistema rotatorio AF F one™ presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica en curvaturas pronunciadas en comparación con los sistemas rotatorios AF Rotary™ y S One.

IV.2 Hipótesis nula

El sistema rotatorio AF F one™ no presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica en curvaturas pronunciadas en comparación con los sistemas rotatorios AF Rotary™ y S One™.

V. Objetivos

V.1 Objetivo General

Determinar cuál de los 3 sistemas rotatorios: AF F One™ (Fanta Dental materials, Shanghái, Ch), AF Rotary™, (Fanta Dental materials, Shanghái, Ch) o S One™ (Fanta Dental materials, Shanghái, Ch) presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica ante curvaturas pronunciadas.

V.2 Objetivo Específico

Medir la resistencia a la fatiga cíclica del sistema rotatorio AF F One™ al ser sometido a curvaturas pronunciadas.

Medir la resistencia a la fatiga cíclica del sistema rotatorio S one™ al ser sometido a curvaturas pronunciadas.

Medir la resistencia a la fatiga cíclica del sistema rotatorio AF Rotary™ al ser sometido a curvaturas pronunciadas.

Comparar la resistencia a la fatiga cíclica de los 3 sistemas al ser sometidos a curvaturas pronunciadas.

Comparar la longitud promedio de los fragmentos fracturados de los 3 sistemas después de ser sometidos a la prueba de fatiga cíclica.

Observar mediante microscopia electrónica de barrido los fragmentos fracturados de los 3 sistemas rotatorios para observar el grado de desgaste producido por la prueba de fatiga cíclica.

VI. Material y Métodos

VI.1 Diseño

Experimental *In Vitro*

VI.2 Población

Instrumentos rotatorios nuevos AF Rotary™ (25), AF F One™ (25) Y S One™ (25) de calibre 25/04 y longitud de 25mm.

VI.3 Muestra y tipo de muestra

60 limas rotatorias divididas en 6 grupos, los cuales se organizaron en: 10 instrumentos de calibre 25/0.04 y longitud 25 mm del sistema AF Rotary™ con 3 ciclos de esterilización, 10 instrumentos de calibre 25/.04 y longitud 25 mm del sistema AF F One™ con 3 ciclos de esterilización y 10 instrumentos de calibre 25/.04 y longitud 25 mm del sistema S One™ con 3 ciclos de esterilización, 10 instrumentos de calibre 25/0.04 y longitud 25 mm del sistema AF Rotary™ con 6 ciclos de esterilización, 10 instrumentos de calibre 25/.04 y longitud 25 mm del sistema AF F One™ con 6 ciclos de esterilización y 10 instrumentos de calibre 25/.04 y longitud 25 mm del sistema S One™ con 6 ciclos de esterilización.

Cada instrumento fue su propio grupo control los cuales se dividieron en 5 instrumentos rotatorios S one™ 25/04 sin esterilizar, 5 instrumentos rotatorios AF F One™ 25/04 sin esterilizar y 5 instrumentos rotatorios 25/04 AF Rotary™, todos los instrumentos serán de 25 mm de longitud a los cuales se les realizó la prueba de fatiga cíclica.

VI.3.1 Criterios de inclusión

Limas rotatorias 25/04 nuevas extraídas de paquete

VI.3.2 Criterios de exclusión

Lima rotatoria nueva con algún defecto de fabricación.

VI.3.3 Criterios de eliminación

Limas rotatorias que sufran algún defecto como corrosión después de la esterilización.

VI. 3.4 Definición de variables y unidades de medida

Independiente.

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Instrumento 24/04 del Sistema rotatorio AF Rotary™	Instrumentos rotatorios de NiTi con tratamiento térmico de nueva generación y sección transversal triangular convexa lo cual les brindan mayor resistencia a la fatiga cíclica gracias a las cualidades que les brinda el tratamiento.	Instrumento rotatorio sometido a fuerzas en presencia de curvatura para medir el tiempo que tarde en fracturarse.	Cualitativa	Nominal	-----
Instrumento 25/04 del Sistema rotatorio AF F One™	Instrumentos rotatorios de NiTi con tratamiento térmico de nueva generación y una cara plana en su diseño lo cual le brinda una menor posibilidad de atornillamiento y por ende mayor resistencia a la fatiga cíclica.	Instrumento rotatorio sometido a fuerzas en presencia de curvatura para medir el tiempo que tarde en fracturarse.	cualitativa	Nominal	-----
Instrumento 25/04 del Sistema rotatorio S One™	Instrumentos rotatorios de NiTi con tratamiento térmico de nueva generación blue y sección transversal en forma de s lo cual le brindan mayor Resistencia a la fatiga ciclica gracias a las cualidades que le brinda el tratamiento.	Instrumento rotatorio sometido a fuerzas en presencia de curvatura para medir el tiempo que tarde en fracturarse.	Cualitativa	Nominal	-----

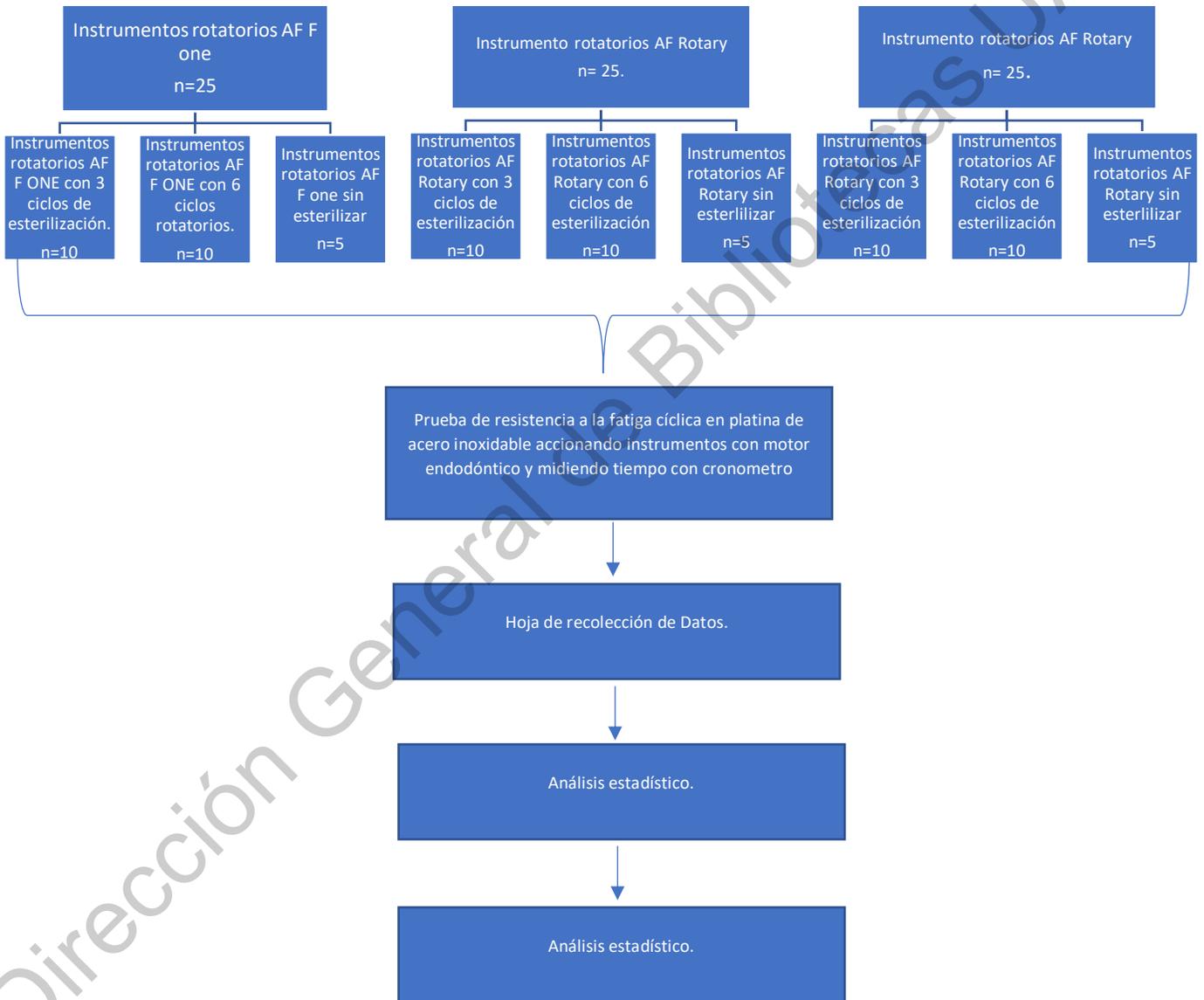
Dependiente.

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Tiempo de fractura.	Tiempo que tarda un instrumento desde que se acciona hasta que se produce su fractura.	Tiempo determinante que transcurre desde que inicia el giro del instrumento hasta su separación	cuantitativa	continua	Segundos.
Ciclos de esterilización	Proceso en el que se somete al instrumento a altas temperaturas con la finalidad de eliminar microorganismos y esporas.	Proceso en el cual se someterá al instrumento a calor húmedo dentro de un autoclave digital	Cuantitativa	De razón	Número de ciclos de esterilización.
Longitud del segmento fracturado	Dimensión de una línea o de un cuerpo considerando su extensión en línea recta.	Extensión del instrumento rotatorio fracturado en milímetros.	Cuantitativa	Continua	Milímetros

Los valores se obtuvieron en base al tiempo que tardó en fracturarse el instrumento con la ayuda de un cronómetro, se registró el número obtenido y se pasaron los resultados a una base de datos para poder realizar las tablas y graficas correspondientes y obtener el análisis estadístico.

La longitud del segmento separado se midió una vez que el instrumento se fracturaba mediante la ayuda de un vernier electrónico, tomando como unidad de medida los milímetros para posteriormente registrarlo en la base de datos y realizar el análisis estadístico.

VI.4 Técnicas e instrumentos



VI.5 Procedimiento

La fase experimental del estudio se dividió en:

Fase I: Fabricación de platina de acero inoxidable

Fase II: Observación de instrumentos rotatorios nuevos en el microscopio electrónico de barrido.

Fase III: Esterilización de los instrumentos.

Fase IV: Observación de instrumentos rotatorios después de su esterilización en el microscopio electrónico de barrido.

Fase V. Prueba de resistencia a la fatiga cíclica

Fase VI: Observación de instrumentos rotatorios fracturados después de la prueba de resistencia a la fatiga cíclica en el microscopio electrónico de barrido.

Fase VII: Análisis estadístico.

Fase I

Se fabricó una platina de acero inoxidable mediante erosiónado, penetración con una fresadora la cual contó con una longitud de 80 mm de largo por 5 mm de ancho y 40 de alto (fig.1). Se crearon conductos artificiales con curvatura de 45, 60 y 90 grados con una longitud de 25mm, se determinaron esas angulaciones de las curvaturas para simular curvas severas de acuerdo a los parámetros establecidos por Schneider (Schneider 1971). La platina contó una tapa de cristal con medidas de 80 mm de largo por 5 mm de ancho y 40 de alto, la cual permitió la observación del instrumento rotando dentro del conducto artificial, con la finalidad de poder observar el momento de la fractura. La tapa de cristal fue sostenida por tornillos que la ajustaron a la platina del acero (fig. 2).

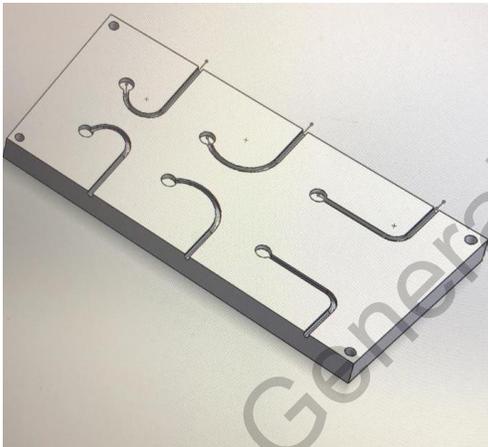


Figura 1. Diseño computarizado de platina de acero inoxidable.

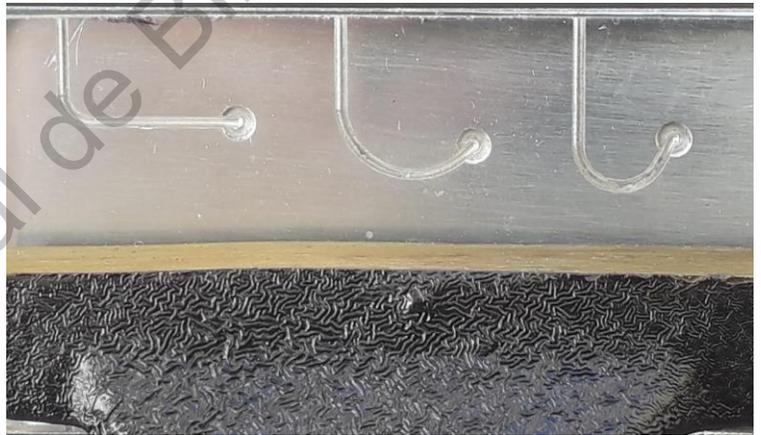


Figura 2. de platina de acero inoxidable con su tapa de cristal que permite la visibilidad del instrumento durante la prueba.

Fase II

Se observaron muestras de instrumentos rotatorios S One™ 25/04, AF F one™ 25/04 y AF Rotary™ 25/04 recién extraídos de su paquete mediante el microscopio electrónico de barrido, cada instrumento se observado en 12x, 48x,

250x, 1000x, 5000x y 1000x con la finalidad de obtener imágenes representativas de cada sistema.

Fase III

Los instrumentos rotatorios fueron divididos de manera aleatoria para someterlos a sus respectivos procesos de esterilización y así crear los subgrupos de cada sistema de acuerdo a los ciclos de esterilización a los que fueron sometidos, el proceso de esterilización se realizó en autoclave digital de 12 Lts marca LORMA con una temperatura de 132° con un tiempo de esterilización de 15 minutos, un tiempo de fuga de vapor de 4 minutos y un tiempo de secado de 25 minutos.

Fase IV

Se observaron muestras de los instrumentos rotatorios S One™ 25/04, AF F one™ 25/04 y AF Rotary™ 25/04 después de ser sometidos a los distintos ciclos del proceso de esterilización mediante el microscopio electrónico de barrido, cada instrumento se observó en 12x, 48x, 250x, 1000x, 5000x y 1000x. Dentro de esta fase de observación se descartaron instrumentos rotatorios en los cuales se observó corrosión después del ciclo de esterilización.

Fase V

En esta etapa se accionaron los instrumentos rotatorios en el conducto de la platina de acero inoxidable que presentaba la curvatura de 60°, en donde se tomó como longitud de trabajo la longitud total de los instrumentos en milímetros (25 mm) la cual fue la misma para todas las limas. Antes de someter a cada uno de los instrumentos a la prueba de fatiga cíclica el conducto artificial fue previamente lubricado con aceite y posteriormente una vez iniciada la prueba se realizaron lubricaciones cada 1000 ciclos que daba el instrumento, para la prueba de fatiga cíclica el instrumento se llevó hasta longitud de trabajo y se evitó el movimiento de

picoteo para evitar agregar variables que pudieran sesgar el estudio tal y como lo indicaron Cheung et al. (2007).

Cada grupo de instrumentos rotatorios fue accionado según las indicaciones de fabricante llevando la pieza de mano del motor endodóntico a la platina de manera manual todas las pruebas fueron realizadas con la misma técnica por el mismo operador, el procedimiento para cada uno de los grupos se describe a continuación.

Grupo 1: AF Rotary™ 25/04 con 3 ciclos de esterilización.

Una vez realizados los 3 ciclos de esterilización y después de la observación mediante el microscopio electrónico de barrido de una muestra se procedió a someter a cada instrumento rotatorio de este grupo a la prueba de fatiga cíclica por medio de su accionamiento dentro de la platina metálica hasta provocar su fractura. Cada instrumento rotatorio fue accionado mediante un motor endodóntico modelo Endo mate® (NSK, TOKIO) con una velocidad de 350 R.P.M. y un torque de 2 N, al momento de accionar el motor rotatorio se activó la cuenta con el cronómetro la cual se detuvo en cuanto se produjo la fractura del instrumento, una vez fracturado el instrumento se realizó la medición del fragmento separado mediante un vernier electrónico, posteriormente se guardaron ambos fragmentos para el posterior análisis en el SEM de una muestra.

Grupo 2: S One™ 25/04 con 3 ciclos de esterilización.

Una vez realizados los 3 ciclos de esterilización y después de la observación de una muestra mediante el microscopio electrónico de barrido se procedió a someter a cada instrumento rotatorio de este grupo a la prueba de fatiga cíclica por medio de su accionamiento dentro de la platina metálica hasta provocar su fractura. Cada instrumento rotatorio fue accionado mediante un motor endodóntico modelo Endo Mate® (NSK, TOKIO) con una velocidad de 500 R.P.M. y un torque de 2 N, al momento de accionar el motor rotatorio se activó la cuenta con el cronómetro la cual se detuvo en cuanto se produjo la fractura del instrumento, una vez fracturado el

instrumento se realizó la medición del fragmento separado mediante un vernier electrónico, posteriormente se guardaron ambos fragmentos para el posterior análisis en el SEM de una muestra.

Grupo 3: AF F One™ 25/04 con 3 ciclos de esterilización.

Una vez realizados los 3 ciclos de esterilización y después de la observación de una muestra mediante el microscopio electrónico de barrido se procedió a someter a cada instrumento rotatorio de este grupo a la prueba de fatiga cíclica por medio de su accionamiento dentro de la platina metálica hasta provocar su fractura. Cada instrumento rotatorio fue accionado mediante un motor endodóntico modelo Endo mate® (NSK, TOKIO) con una velocidad de 500 R.P.M. y un torque de 2 N, al momento de accionar el motor rotatorio se activó la cuenta con el cronómetro la cual se detuvo en cuanto se produjo la fractura del instrumento, una vez fracturado el instrumento se realizó la medición del fragmento separado mediante un vernier electrónico, posteriormente se guardaron ambos fragmentos para el posterior análisis en el SEM de una muestra.

Grupo 4: AF Rotary™ 25/04 con 6 ciclos de esterilización.

Una vez realizados los 6 ciclos de esterilización y después de la observación de una muestra mediante el microscopio electrónico de barrido se procedió a someter a cada instrumento rotatorio de este grupo a la prueba de fatiga cíclica por medio de su accionamiento dentro de la platina metálica hasta provocar su fractura. Cada instrumento rotatorio fue accionado mediante un motor endodóntico modelo Endo mate® (NSK, TOKIO) con una velocidad de 350 R.P.M. y un torque de 2 N, al momento de accionar el motor rotatorio se activó la cuenta con el cronómetro la cual se detuvo en cuanto se produjo la fractura del instrumento, una vez fracturado el instrumento se realizó la medición del fragmento separado mediante un vernier electrónico, posteriormente se guardaron ambos fragmentos para el posterior análisis en el SEM de una muestra.

Grupo 5: S One™ 25/04 con 6 ciclos de esterilización.

Una vez realizados los 6 ciclos de esterilización y después de la observación de una muestra mediante el microscopio electrónico de barrido se procedió a someter a cada instrumento rotatorio de este grupo a la prueba de fatiga cíclica por medio de su accionamiento dentro de la platina metálica hasta provocar su fractura. Cada instrumento rotatorio fue accionado mediante un motor endodóntico modelo Endo Mate® (NSK, TOKIO) con una velocidad de 500 R.P.M. y un torque de 2 N, al momento de accionar el motor rotatorio se activó la cuenta con el cronómetro la cual se detuvo en cuanto se produjo la fractura del instrumento, una vez fracturado el instrumento se realizó la medición del fragmento separado mediante un vernier electrónico, posteriormente se guardaron ambos fragmentos para el posterior análisis en el SEM de una muestra.

Grupo 6: AF F One™ 25/04 con 6 ciclos de esterilización.

Una vez realizados los 6 ciclos de esterilización y después de la observación de una muestra mediante el microscopio electrónico de barrido se procedió a someter a cada instrumento rotatorio de este grupo a la prueba de fatiga cíclica por medio de su accionamiento dentro de la platina metálica hasta provocar su fractura. Cada instrumento rotatorio fue accionado mediante un motor endodóntico modelo Endo mate® (NSK, TOKIO) con una velocidad de 500 R.P.M. y un torque de 2 N, al momento de accionar el motor rotatorio se activó la cuenta con el cronómetro la cual se detuvo en cuanto se produjo la fractura del instrumento, una vez fracturado el instrumento se realizó la medición del fragmento separado mediante un vernier electrónico, posteriormente se guardaron ambos fragmentos para el posterior análisis en el SEM de una muestra.

Grupo control AF Rotary™ 25/04. (Sin ciclos de esterilización.)

Después de la observación mediante el microscopio electrónico de barrido de una muestra se procedió a someter a cada instrumento rotatorio de este grupo a la prueba de fatiga cíclica por medio de su accionamiento dentro de la platina metálica hasta provocar su fractura. Cada instrumento rotatorio fue accionado mediante un motor endodóntico modelo Endo mate® (NSK, TOKIO) con una velocidad de 350 R.P.M. y un torque de 2 N, al momento de accionar el motor rotatorio se activó la cuenta con el cronómetro la cual se detuvo en cuanto se produjo la fractura del instrumento, una vez fracturado el instrumento se realizó la medición del fragmento separado mediante un vernier electrónico, posteriormente se guardaron ambos fragmentos para el posterior análisis en el SEM de una muestra.

Grupo control S One™ 25/04 (sin ciclos de esterilización).

Después de la observación mediante el microscopio electrónico de barrido de una muestra se procedió a someter a cada instrumento rotatorio de este grupo a la prueba de fatiga cíclica por medio de su accionamiento dentro de la platina metálica hasta provocar su fractura. Cada instrumento rotatorio fue accionado mediante un motor endodóntico modelo Endo mate® (NSK, TOKIO) con una velocidad de 500 R.P.M. y un torque de 2 N, al momento de accionar el motor rotatorio se activó la cuenta con el cronómetro la cual se detuvo en cuanto se produjo la fractura del instrumento, una vez fracturado el instrumento se realizó la medición del fragmento separado mediante un vernier electrónico, posteriormente se guardaron ambos fragmentos para el posterior análisis en el SEM de una muestra.

Grupo control AF F One™ 25/04 (Sin ciclos de esterilización).

Después de la observación mediante el microscopio electrónico de barrido se procedió a someter a cada instrumento rotatorio de este grupo a la prueba de fatiga cíclica por medio de su accionamiento dentro de la platina metálica hasta provocar su fractura. Cada instrumento rotatorio fue accionado mediante un motor endodóntico modelo Endo mate® (NSK, TOKIO) con una velocidad de 500 R.P.M.

y un torque de 2 N, al momento de accionar el motor rotatorio se activó la cuenta con el cronómetro la cual se detuvo en cuanto se produjo la fractura del instrumento, una vez fracturado el instrumento se realizó la medición del fragmento separado mediante un vernier electrónico, posteriormente se guardaron ambos fragmentos para el posterior análisis en el SEM de una muestra.

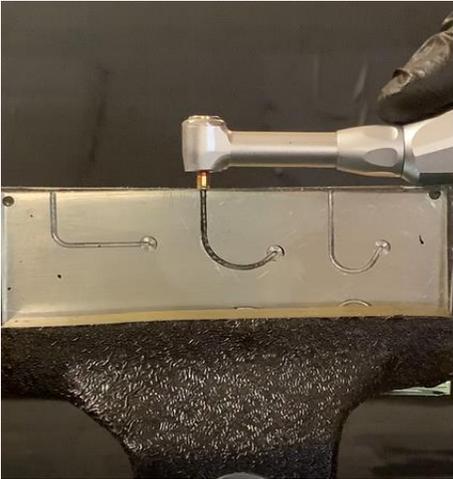


Figura 3. Realización de la prueba a la fatiga cíclica en platina de acero inoxidable.

Figura 4. Medición del fragmento del instrumento fracturado mediante vernier electrónico.



Fase VI

Se observaron las muestras instrumentos rotatorios S One™ 25/04, AF F one™ 25/04 y AF Rotary™ 25/04 fracturados, después de ser sometidos a distintos ciclos de esterilización y a la prueba de resistencia a la fatiga cíclica mediante el

microscopio electrónico de barrido, cada instrumento fue observado en 12x, 48x, 250x, 1000x, 5000x y 1000x.

Fase VII

Se realizó la base de datos en donde la fatiga cíclica fue igual al tiempo en segundos que tardó en fracturarse el instrumento y la longitud del instrumento separado fue registrado en milímetros. Se llevaron los datos a las hojas de recolección para posteriormente realizar el análisis estadístico utilizando el análisis ANOVA, posteriormente se realizaron las comparaciones entre cada uno de los instrumentos y entre el mismo instrumento con distintos ciclos de esterilización mediante el análisis post hoc de Tukey.

VII. Resultados

En el presente estudio se utilizaron 3 instrumentos rotatorios: AF F One™ (Fanta Dental materials, Shanghái, Ch), AF Rotary™, (Fanta Dental materials, Shanghái, Ch) o S One™ (Fanta Dental materials, Shanghái, Ch) todos de calibre 25 y conicidad 04, cada instrumento fue dividido en 3 distintos grupos donde se le agregó la variable de 0, 3 y 6 ciclos de esterilización, la prueba de evaluación para estos sistemas fue el tiempo de fractura medido en segundos y adicionalmente se evaluó la longitud del instrumento separado realizando la medición en milímetros y se obtuvieron micrografías de los instrumentos durante las distintas fases de la investigación. Los resultados se observan en la Tabla 1, mostrando los valores promedio y la desviación estándar correspondiente al tiempo de fractura en segundos y la longitud del instrumento fracturado en milímetros.

Se realizó el análisis ANOVA para determinar el valor de P tanto en el tiempo de fractura como para la longitud de fractura en milímetros, posteriormente se realizó el análisis post hoc de Tukey para realizar comparaciones donde se observó que el grupo de AF Rotary™ con 3 ciclos de esterilización presentó diferencia significativa comparada con los grupos de S one™ y AF F one™ con los mismos ciclos de esterilización por su parte el grupo de AF Rotary con 6 ciclos de esterilización solo mostró diferencia significativa con el grupo de AF F one™ con los mismos ciclos de esterilización. Ninguno de los 3 grupos mostró diferencia estadísticamente significativa en la comparativa del grupo control y los grupos de 3 y 6 ciclos de esterilización. Con respecto a la comparación de la longitud de fractura en mm, no se encontró diferencia estadísticamente significativa en ninguno de los grupos, la gráfica 1 presenta la comparación en cuanto al tiempo de fractura mientras que la gráfica 2 presenta la comparación en cuanto a la longitud de fractura.

Se muestran también las imágenes obtenidas mediante el microscopio electrónico de los instrumentos empleados en el presente estudio en distintas fases del mismo.

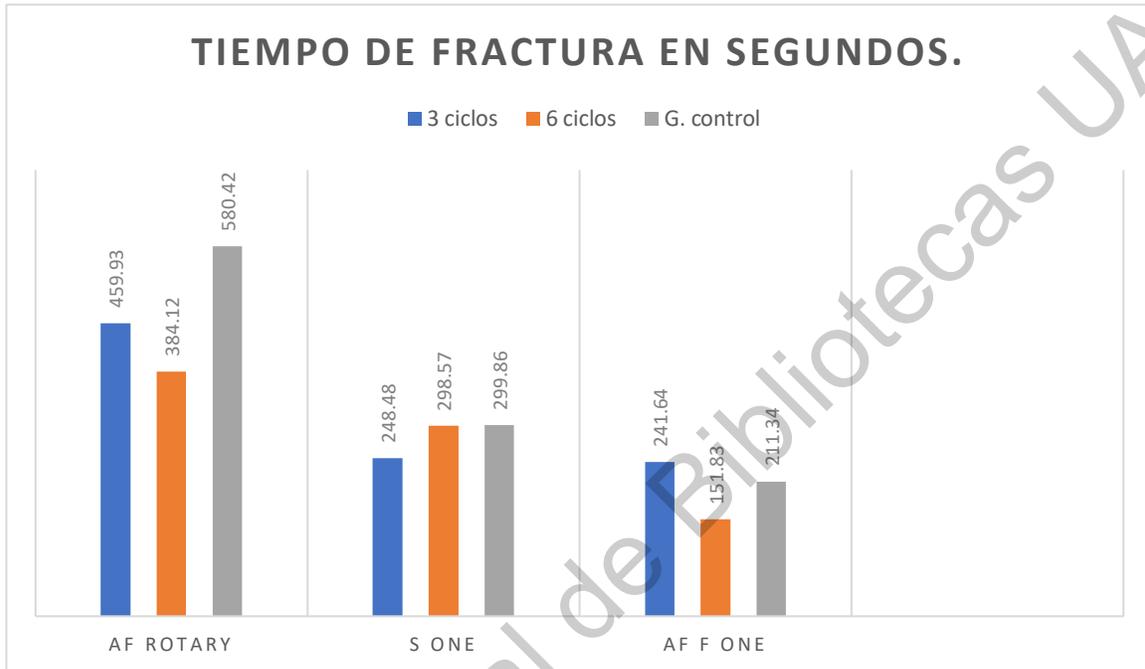
Tabla 1. Comparación de tiempo a la fractura y milímetros fracturadas de los sistemas rotatorios Af Rotary™, S One™ Y AF F One™ sometidos a distintos números de ciclos de esterilización antes de la prueba a la fatiga cíclica.

	AF Rotary 3 ciclos. (n=10)	AF Rotary 6 ciclos. (n=10)	AF Rotary control. (n=5)	S one 3 ciclos. (n=10)	S one 6 ciclos. (n=10)	S one G. Control. (n=5)	AF F one 3 ciclos. (n=10)	AF F One 6 ciclos. (n=10)	AF F one control. (n=5)	Valor de P
$\bar{x} \pm DE$ (rango)										
Grupo										
Tiempo a la fractura en segundos	459.93 ± 42.50 (397.2-549.13)	384.12 ± 218.80 (94.29-940.02)	580.42 ± 191.62 (292.7-848.57)	248.49 ± 58.27 (183.8-334.26)	298.57 ± 179.6 (179.6-477.73)	299.86 ± 165.93 (79.86-502.26)	241.64 ± 78.55 (140.1-343.37)	151.83 ± 33.13 (75.63-179.65)	211.34 ± 126.8 (87.89-449.16)	< 0.0001
Longitud de fractura en mm	10.72 ± 0.73 (9.25-11.30)	10.28 ± 0.77 (9.21-11.41)	10.56 ± 1.03 (8.8-11.82)	9.58 ± 1.06 (8.06-11.06)	9.97 ± 0.74 (8.03-10.71)	8.90 ± 1.58 (6.32-10.96)	9.936 ± 1.62 (7.8-12.51)	9.81 ± 1.12 (8.03-412.36)	9.95 ± 2.23 (7.25-12.85)	=0.3129

\bar{X} : promedio; DE: desviación estándar.

Prueba Estadística ANOVA

Gráfica 1. comparativa de medias del tiempo de fractura medido en segundos.



Gráfica 2. Comparativa de las medias de la longitud de fractura medida en milímetros.

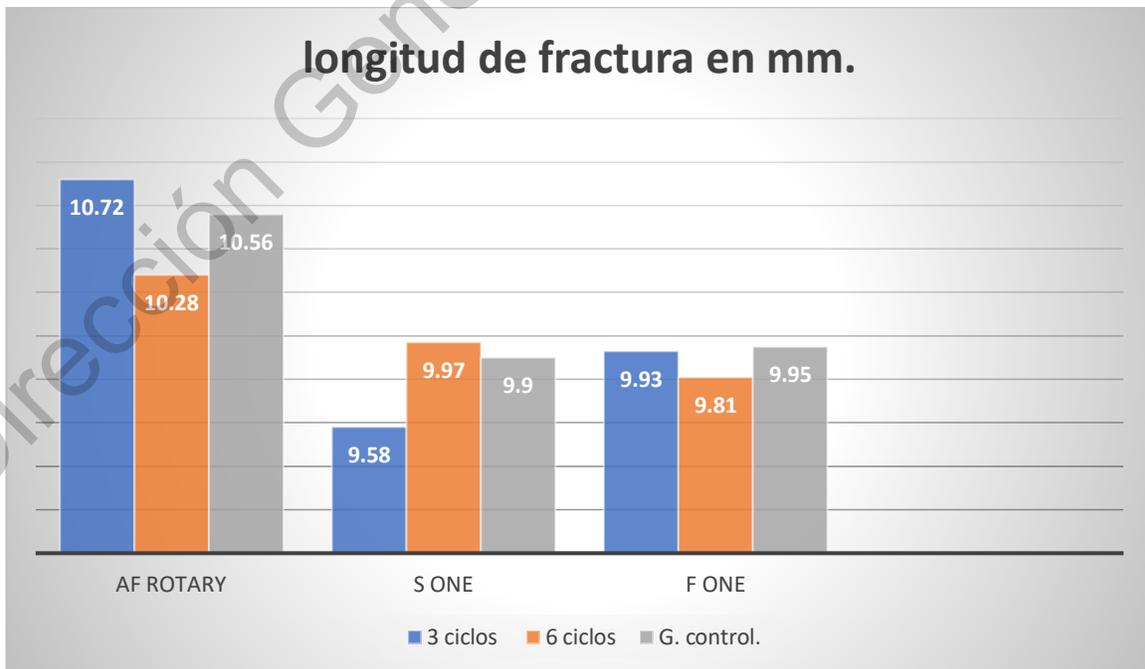


Figura 5. a. instrumento AF rotary™ sin ciclos de esterilización previo a la prueba a la resistencia a fatiga cíclica. b. porción fracturada de instrumento AF rotary sin ciclos de esterilización posterior a la prueba a la resistencia a la fatiga cíclica. c. figura b aumentada a 1000 x.

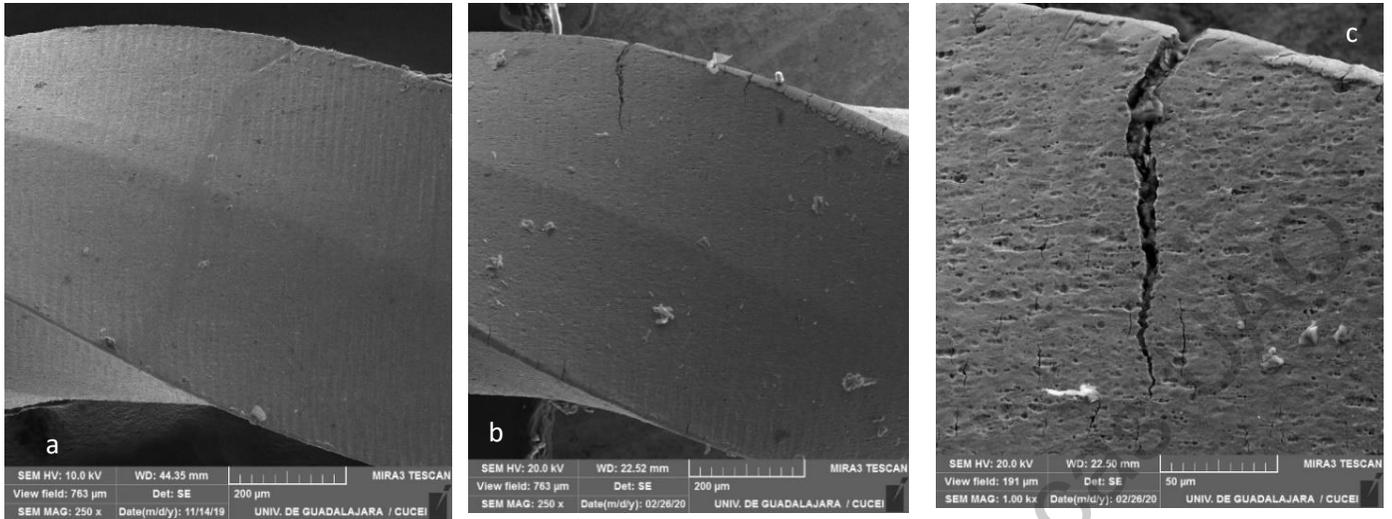


Figura 6. a. instrumento S one™ sin ciclos de esterilización previo a la prueba a la resistencia a fatiga cíclica. b. porción fracturada de instrumento S one sin ciclos de esterilización posterior a la prueba a la resistencia a la fatiga cíclica. c. figura b aumentada a 1000 x.

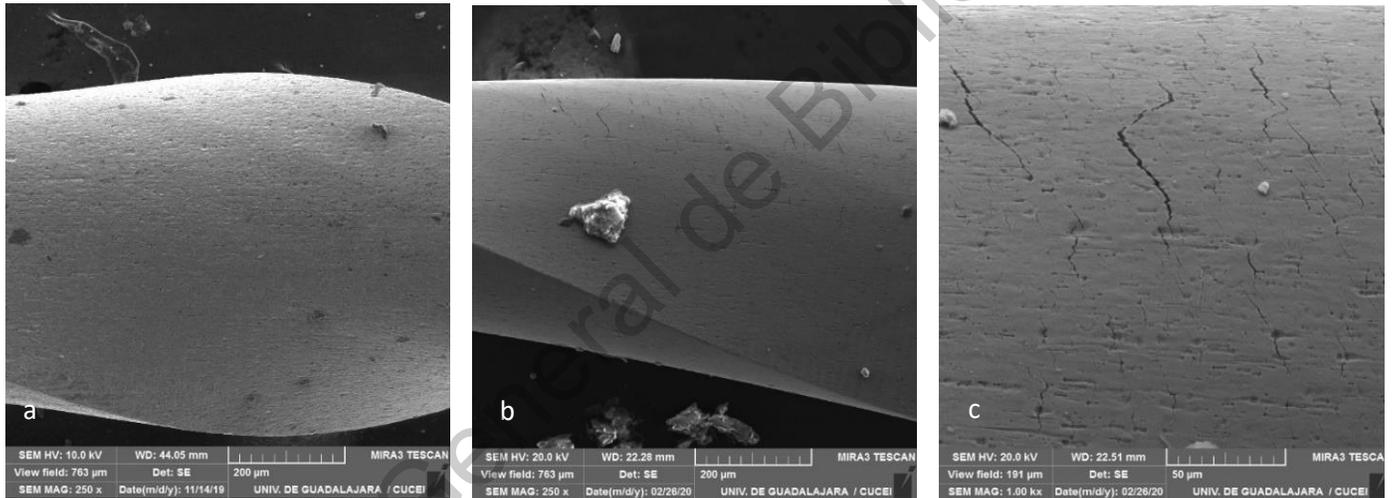


Figura 7. a. instrumento AF F one™ sin ciclos de esterilización previo a la prueba a la resistencia a fatiga cíclica. b. porción fracturada de instrumento F one sin ciclos de esterilización posterior a la prueba a la resistencia a la fatiga cíclica. c. figura b aumentada a 1000 x.

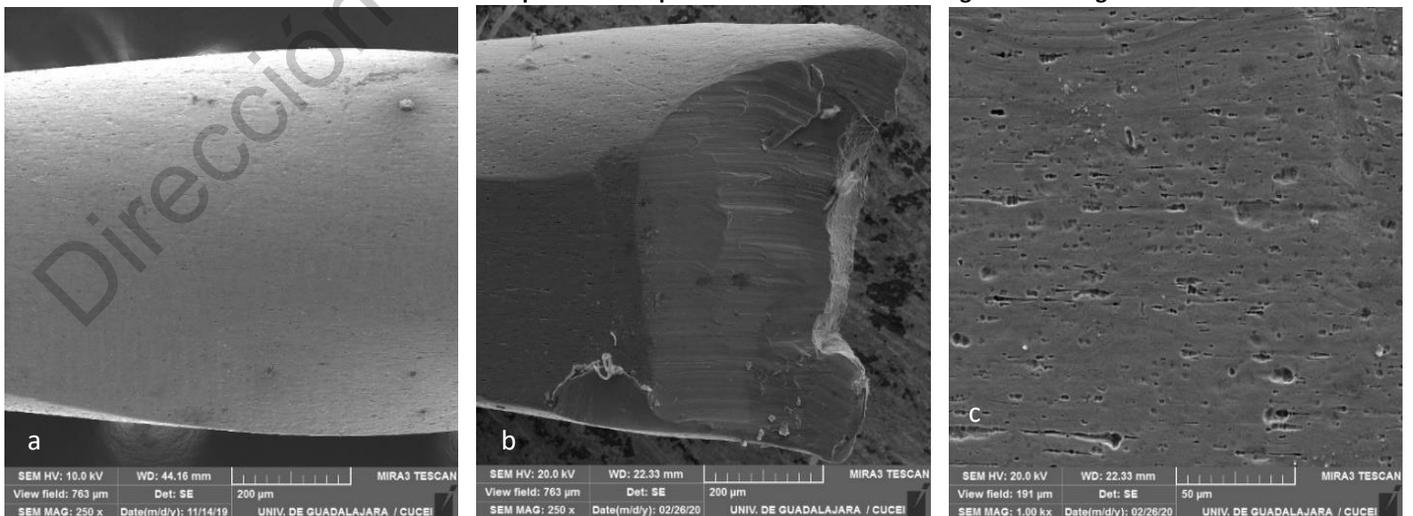


Figura 8. a. instrumento AF rotary™ con 3 ciclos de esterilización previo a la prueba a la resistencia a fatiga cíclica. b. porción fracturada de instrumento AF rotary con 3 ciclos de esterilización posterior a la prueba a la resistencia a la fatiga cíclica. c. figura b aumentada a 1000 x.

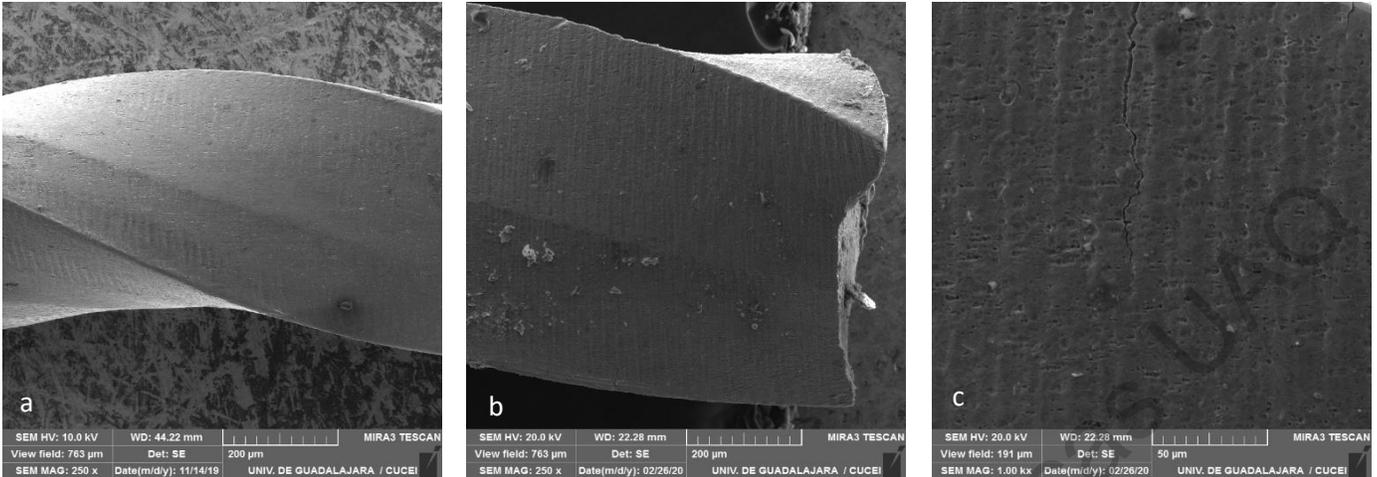


Figura 9. a. instrumento AF rotary™ con 6 ciclos de esterilización previo a la prueba a la resistencia a fatiga cíclica. b. porción fracturada de instrumento AF rotary con 6 ciclos de esterilización posterior a la prueba a la resistencia a la fatiga cíclica. c. figura b aumentada a 1000 x.

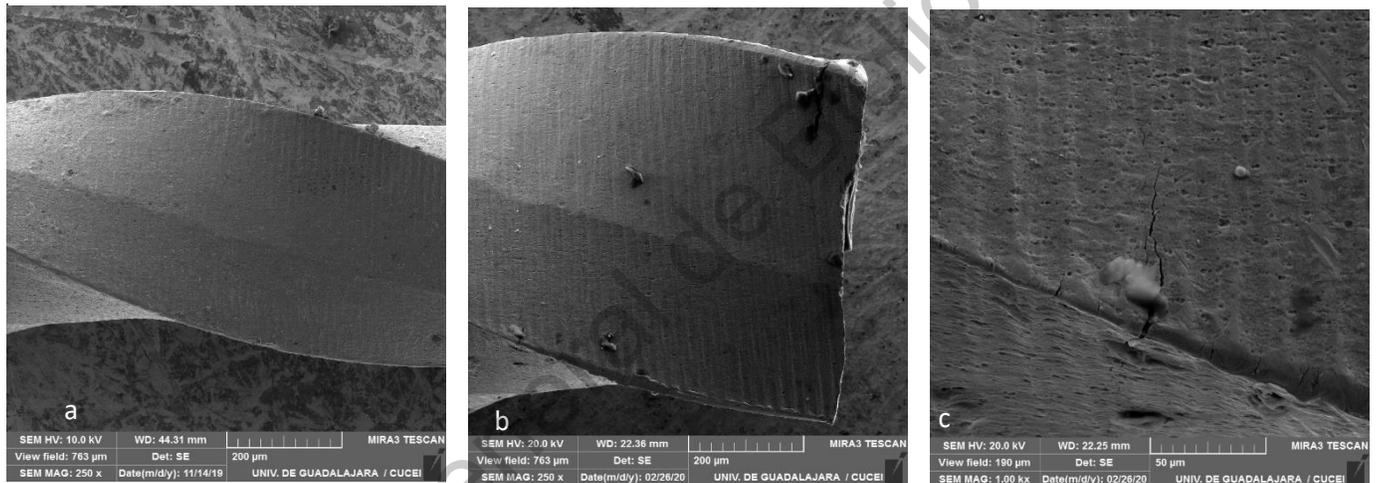


Figura 10. a. instrumento S one™ con 3 ciclos de esterilización previo a la prueba a la resistencia a fatiga cíclica. b. porción fracturada de instrumento S one con 3 ciclos de esterilización posterior a la prueba a la resistencia a la fatiga cíclica. c. figura b aumentada a 1000 x.

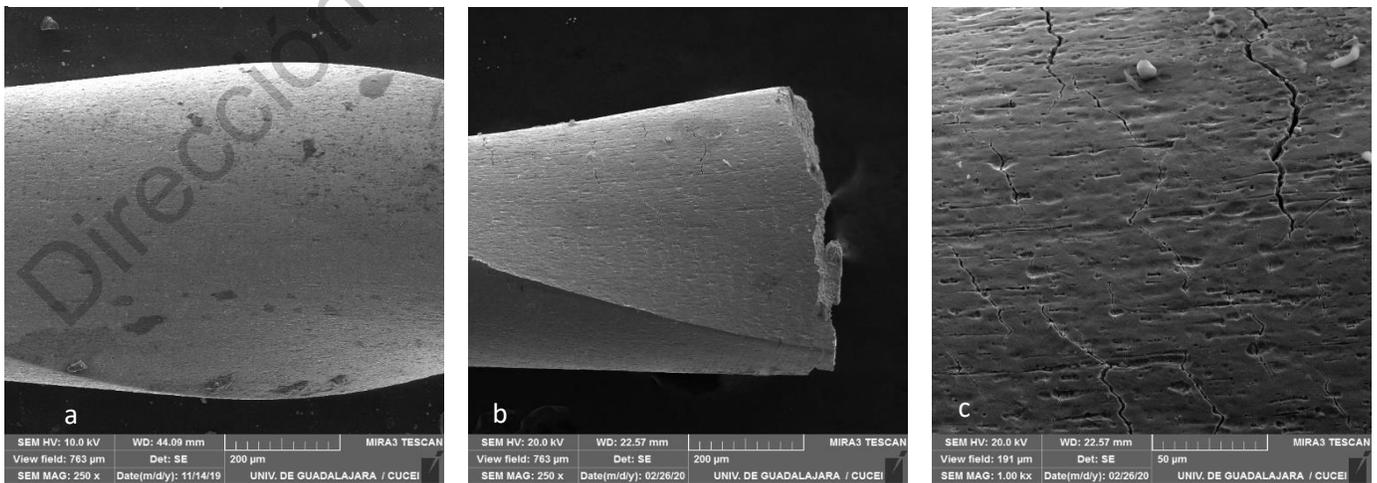


Figura 11. a. instrumento S one™ con 6 ciclos de esterilización previo a la prueba a la resistencia a fatiga cíclica. b. porción fracturada de instrumento S one con 6 ciclos de esterilización posterior a la prueba a la resistencia a la fatiga cíclica. c. figura b aumentada a 1000

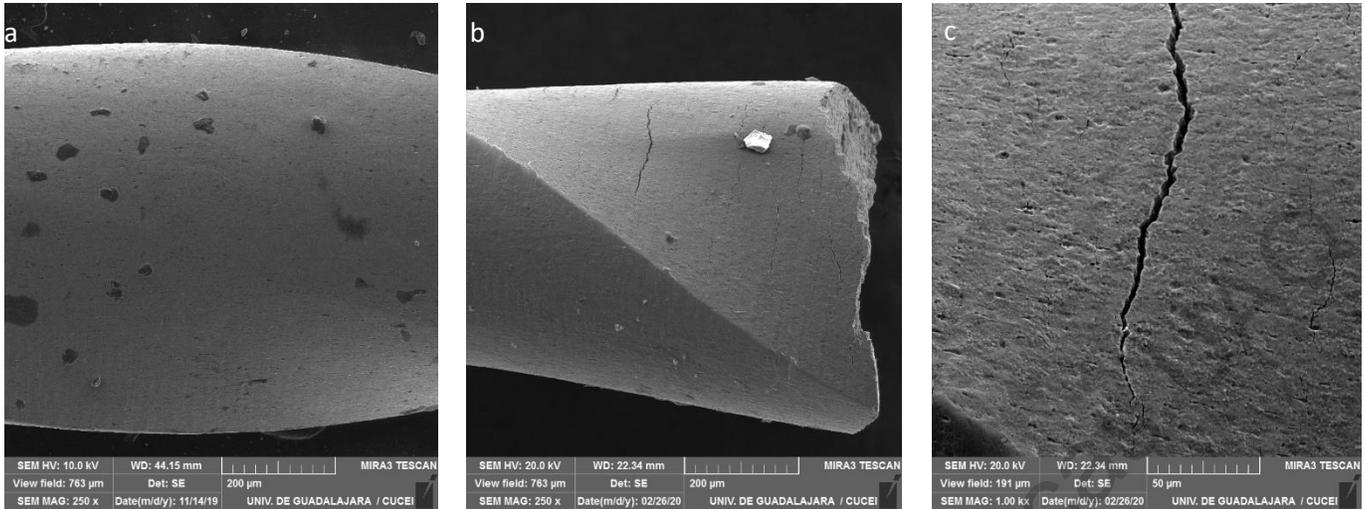


Figura 12. a. instrumento AF F one™ con 3 ciclos de esterilización previo a la prueba a la resistencia a fatiga cíclica. b. porción fracturada de instrumento S one con 3 ciclos de esterilización posterior a la prueba a la resistencia a la fatiga cíclica. c. figura b aumentada a 1000

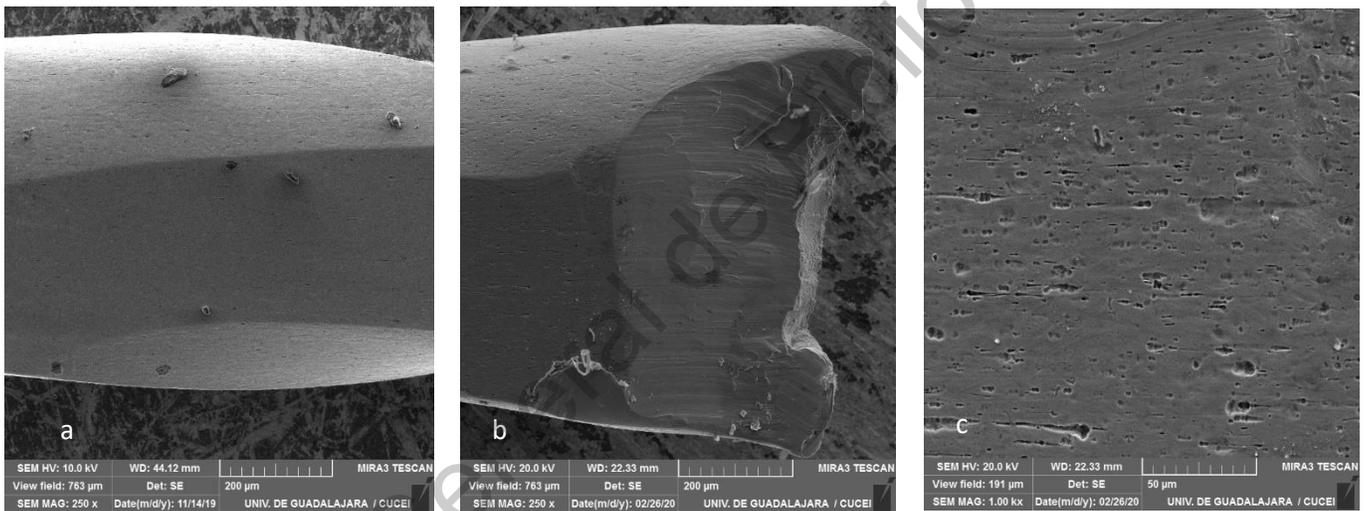


Figura 13. a. instrumento AF F one™ con 6 ciclos de esterilización previo a la prueba a la resistencia a fatiga cíclica. b. porción fracturada de instrumento S one con 6 ciclos de esterilización posterior a la prueba a la resistencia a la fatiga cíclica. c. figura b aumentada a 1000

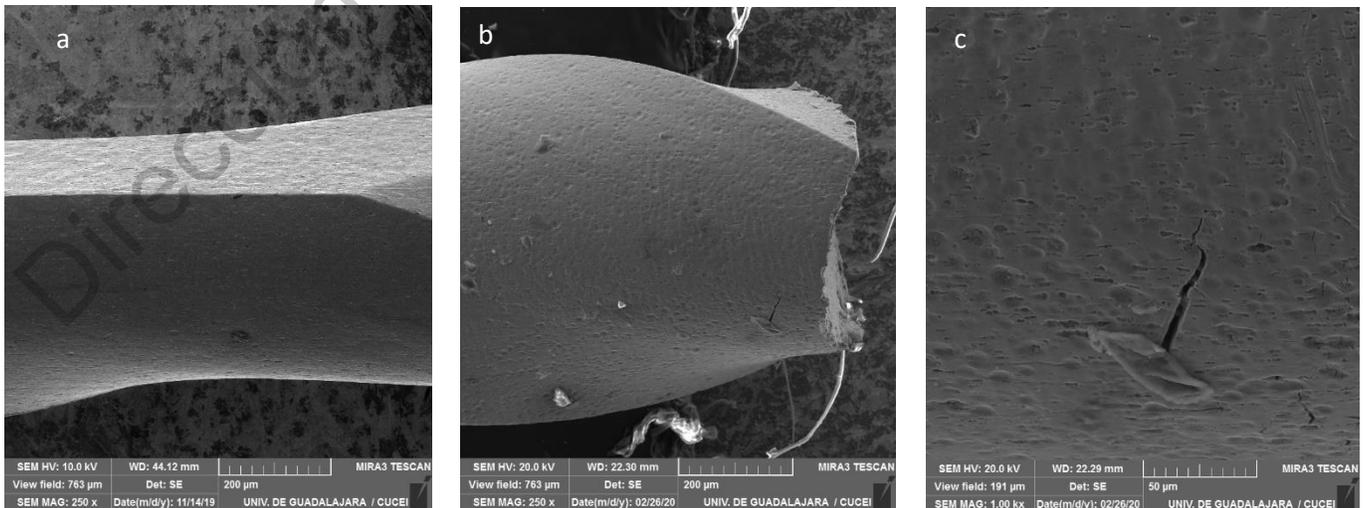


Figura 14. a. sección transversal a 250x de AF Rotary sin ciclos de esterilización después de la prueba a la fatiga cíclica. b. sección transversal a 1000x de AF Rotary™ sin ciclos de esterilización después de la prueba a la fatiga cíclica. c. sección transversal 10000x de AF Rotary sin ciclos de esterilización después de la prueba a la fatiga cíclica.

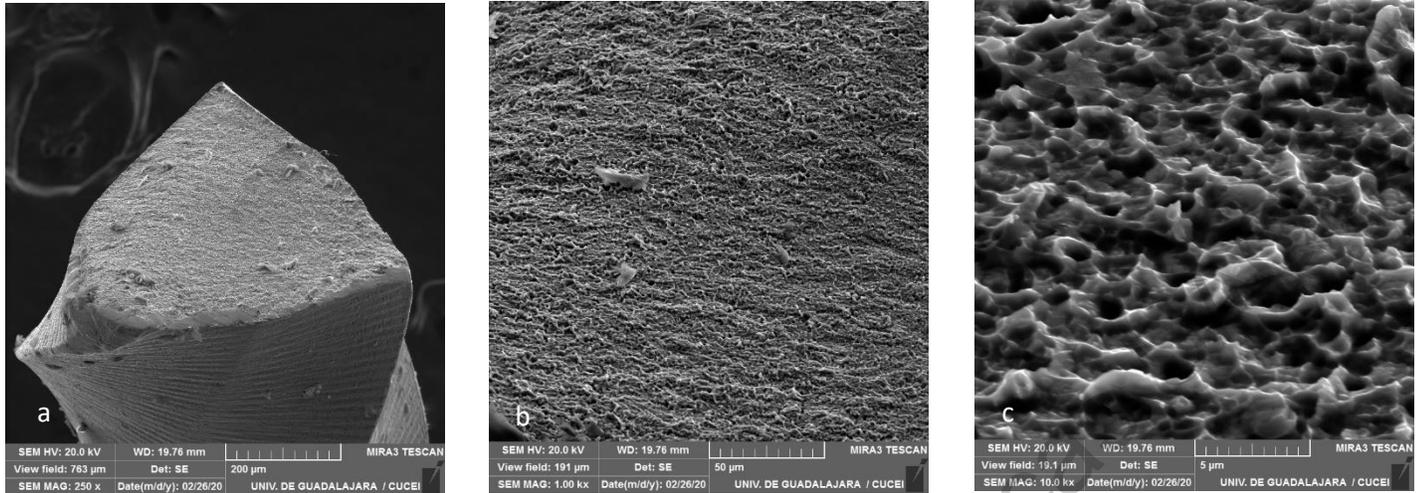


Figura 15. a. sección transversal a 250x de S one™ sin ciclos de esterilización después de la prueba a la fatiga cíclica. b. sección transversal a 1000x de S one sin ciclos de esterilización después de la prueba a la fatiga cíclica. c. sección transversal 10000x de S one sin ciclos de esterilización después de la prueba a la fatiga cíclica.

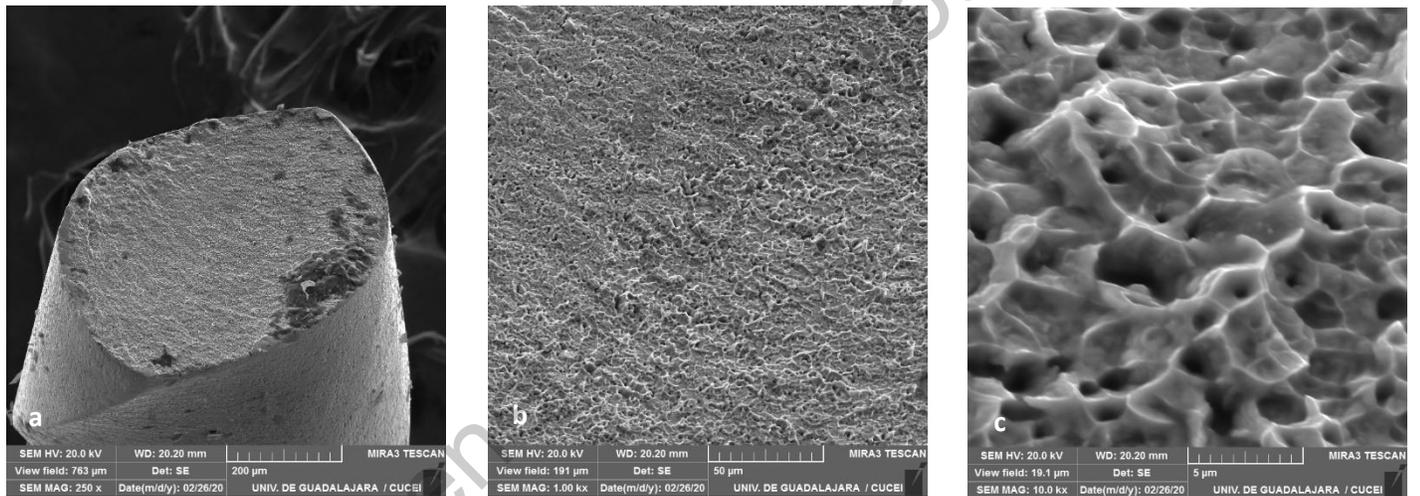
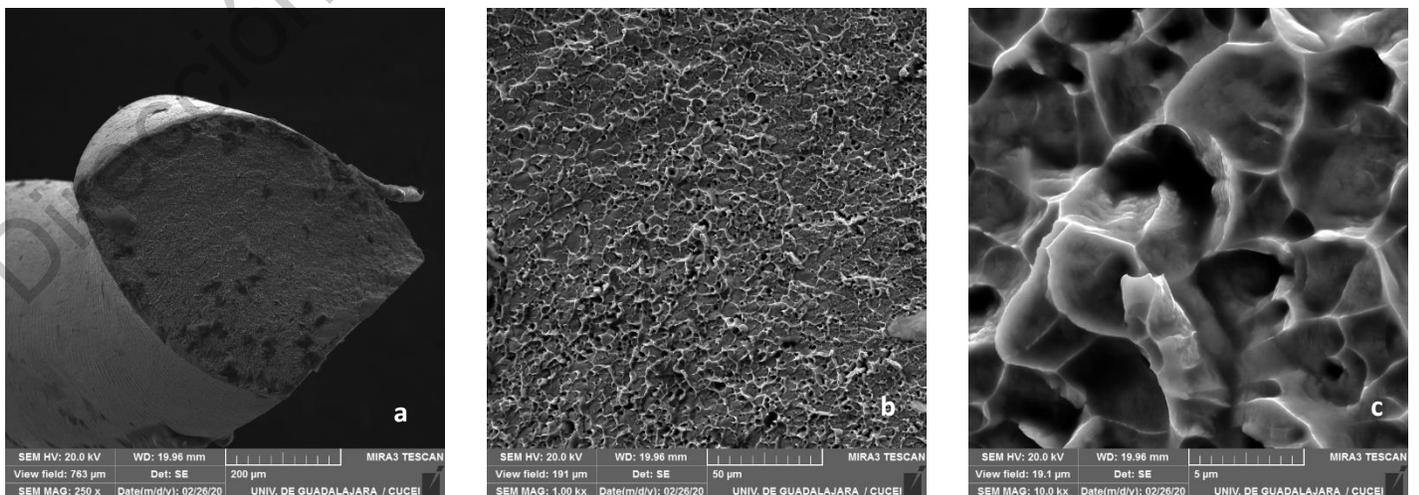


Figura 16. a. sección transversal a 250x de AF F one™ sin ciclos de esterilización después de la prueba a la fatiga cíclica. b. sección transversal a 1000x de AF F one sin ciclos de esterilización después de la prueba a la fatiga cíclica. c. sección transversal 10000x de AF F one sin ciclos de esterilización después de la prueba a la fatiga cíclica.



Como se puede observar en las imágenes obtenidas por microscopia electrónica de barrido, todos los instrumentos sufren desgaste a nivel microscópico la fatiga cíclica.

Las micrografías de las superficies fracturadas de las muestras representativas de los 3 instrumentos rotatorios AF Rotary™, S One™ y AF F One™ sometidos a distintos ciclos de esterilización (figura 5 y 13) demuestran múltiples zonas de fatiga (microfracturas) seguidas de una zona de sobrecarga (zona de fractura) con una superficie irregular.

Las imágenes obtenidas con el microscopio electrónico de barrido de la superficie de una muestra representativa de los subgrupos de AF Rotary™ y S One™ (figuras 5b,6b,7b,8b,9b,10b,11b,12b y 13b.) demuestran desgaste de los bordes cortantes presentes en el ángulo helicoidal de los instrumentos nuevos sobre las estrías de la lima, provocando irregularidades sobre los ángulos cortantes.

Por su parte las micrografías representativas de los 3 instrumentos rotatorios (figuras 10 a, 11a y 12a.) muestran la sección transversal de la zona de fractura de cada uno de los instrumentos en donde se pueden observar las múltiples irregularidades provocadas por la fricción entre el instrumento y el conducto artificial.

VIII. Discusión

La separación de instrumentos es una preocupación importante durante la instrumentación endodóntica. Aunque múltiples factores contribuyen a la separación de instrumentos, la fatiga cíclica se ha demostrado como una de las principales causas (Shen et al. 2006). El avance en la tecnología NiTi permite una mejor flexibilidad y una mayor resistencia a la fatiga cíclica en la nueva generación de instrumentos NiTi, como afirman los fabricantes. Sin embargo, las nuevas tecnologías deben ser probadas contra puntos de referencia para permitir a los médicos tomar una decisión informada al seleccionar los sistemas de instrumentación (Larsen et al. 2009). La resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios está determinada por el diseño de la sección transversal, el estado de la superficie (rugosidad y tensión residual) y el proceso termomecánico aplicado durante la fabricación (Park et al. 2010).

En el presente estudio se comparó la resistencia a la fatiga cíclica de tres diferentes instrumentos rotatorios de la misma casa comercial (Fanta Dental Materials™) los cuales presentan diferencias entre si tanto en el tratamiento térmico con el que cuenta así como en la morfología de cada instrumento: AF Rotary™ la cual cuenta con una sección transversal triangular convexa lo cual produce que el instrumento presente 3 puntos de contacto al momento de la instrumentación del conducto radicular, S one™ la cual sección transversal en forma de S produciendo 2 puntos de contacto con el conducto radicular durante la instrumentación mecánica y AF F One™ la cual cuenta con un diseño de sección transversal único con dos puntos de corte activos con un diseño de corte lateral plano lo que produce 2 puntos de contacto entre el instrumento y el conducto radicular además de contar con una faceta plana lo cual evita el atornillamiento del instrumento en el conducto radicular lo cual según el fabricante aumenta su resistencia a la fractura. La hipótesis del presente estudio fue realizada con base a la información que el fabricante brinda donde se menciona que el sistema rotatorio AF F one™ presenta 150% más resistencia a la fatiga cíclica que S one debido a sus características morfológicas,

sin embargo, en el presente estudio AF F one™ presento una resistencia a la fatiga cíclica menor en comparación con AF Rotary™ esto puede deber a que AF Rotary™ está fabricada con una aleación más flexible según el fabricante.

El perfil de la sección transversal tiene una influencia significativa en los comportamientos mecánicos de los instrumentos de NiTi, la asimetría de la sección transversal produce que la resistencia a la flexión en una dirección sea más pobre que en la otra dirección durante la preparación, puede producirse menos estabilidad o fracturas no deseadas en conductos radiculares curvos, las secciones de tipo S y tipo Z son asimétricas y tienen una inercia desigual sobre los ejes xy y, mientras que los modelos con sección convexa y triple hélice son más resistentes al torque (Xu et al. 2006). AF F one presenta una sección transversal asimétrica debido a la faceta plana con la que cuenta, mientras que S one al presentar una sección transversal en forma de “S” igual se consideraría una sección transversal asimétrica lo que podría explicar la menor resistencia a la fatiga cíclica en comparación con AF Rotary la cual muestra una sección transversal triangular convexa.

En el presente estudio no se presentó una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos de instrumentos sometidos a distintos ciclos de esterilización resultados que concuerdan con los encontrados por Hilfer et al. (2011) quienes mencionan que las propiedades mecánicas de los instrumentos fabricados con la nueva aleación M-Wire NiTi (GTX® y Vortex®) no parecían estar influenciadas por la esterilización en autoclave de calor, como sucedió con los instrumentos fabricados con aleación tradicional de NiTi (K3® y Mtwo®). Los resultados sugirieron que cualquier entalpía generada durante el procesamiento de la autoclave no proporcionaba suficiente energía para permitir un efecto de tratamiento térmico que podría causar un cambio de fase cristalina con estas nuevas técnicas de fabricación. Zinelis et al. (2007) quienes han informado que se requiere una temperatura de 170 ° C para comenzar a reordenar, 430 ° C a 440 ° C para obtener la máxima resistencia a la fatiga y 640 °C para la conversión martensítica a austenítica completa.

El proceso de esterilización en autoclave en el presente estudio fue realizado a 132° C temperatura que se muestra inferior a la necesaria para iniciar el proceso de reordenación cristalográfica de la aleación NiTi según el estudio antes mencionado.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

IX. Conclusiones

Los resultados obtenidos en este estudio demostraron que el instrumento rotatorio AF Rotary™ mostro una mayor resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos S one™ y AF F one™, esto sugiere deberse según los resultados obtenidos en este estudio a la suma de 2 principales factores como lo son el diseño de una sección transversal geométrica y la fabricación con una aleación metálica con mayor flexibilidad cualidades con las que cuenta el sistema rotatorio AF Rotary™. Por otra parte, los resultados también sugieren la ausencia de incidencia de repetidos ciclos de esterilización sobre la resistencia a la fatiga cíclica de cada instrumento por lo que se puede concluir que la fractura del instrumento es provocada por la fricción y el estrés al que este se somete dentro del conducto radicular y no está influenciada por un detrimento producido por los procesos de desinfección al que este es sometido entre pacientes.

X. Propuestas

Los datos obtenidos en el presente estudio mostraron una resistencia a la fatiga cíclica equiparable a otros sistemas rotatorios reportados en la literatura, se propone realizar estudios comparativos entre los instrumentos de la casa comercial Fanta dental materials™ en contra de instrumentos reportados en la literatura como V Taper 2H el cual es considerado como estándar de oro con la finalidad de comparar el comportamiento de ambas alternativas bajo su accionamiento las mismas condiciones. Por otra parte, se propone complementar el estudio del impacto de los ciclos de esterilización sobre la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios con la prueba de microdureza Vickers como se reporta en la literatura.

XI. Bibliografía.

Al-Sudani, Dina, Nicola M Grande, Gianluca Plotino, Giorgio Pompa, Stefano Di Carlo, Luca Testarelli, and Gianluca Gambarini. 2012. "cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments in a double (S-Shaped) simulated curvature." *J. Endod.* 38. 987–89.

Alapati, Satish B, William A Brantley, Masahiro Iijima, Scott R Schrickler, John M Nusstein, Uei-Ming Li, and Timothy A Svec. 2009. "Micro-XRD and temperature-modulated DSC investigation of nickel–titanium rotary endodontic instruments." *Dent. Mater.*25. 1221–29.

Allison, David A, Charles R Weber, and Richard E Walton. 1979. "The influence of the method of canal preparation on the quality of apical and coronal obturation." *J. Endod.* 5. 298–304.

Arruda Santos, Leandro de, Maria Guiomar de Azevedo Bahia, Estevam Barbosa de Las Casas, and Vicente Tadeu Lopes Buono. 2013. "Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files via finite element analysis." *J. Endod.*39. 1444–47.

Bhagabati, Nilav, Seema Yadav, and Sangeeta Talwar. 2012. "An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments." *J. Endod.*38. 515–18.

Bouska, Jason, Bruce Justman, Anne Williamson, Christopher DeLong, and Fang Qian. 2012. "Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file." *J. Endod.* 38. 667–69.

Brantley, W A, T A Svec, M Iijima, J M Powers, and T H Grentzer. 2002. "Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments." *J. Endod.*28. 567–72.

Buchanan, L S. 2001. "The standardized-taper root canal preparation–Part 2. GT file

- selection and safe handpiece-driven file use.” *Int Endod J.* 34. 63–71.
- Buehler, William J, J V Gilfrich, and R C Wiley. 1963. “Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi.” *Int. J. Appl. Phys.* 34.1475–77.
- Canalda-Sahli, C, E Brau-Aguadé, and J Sentís-Vilalta. 1998. “The effect of sterilization on bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys.” *Int Endod. J.* 31. 48–52.
- Cheung, Gary S P, Ya Shen, and Brian W Darvell. 2007. “Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel–titanium instrument.” *J. Endod.* 33. 1433–37.
- De-Deus, Gustavo, Emmanuel Joao Nogueira Leal Silva, Victor Talarico Leal Vieira, Felipe Gonçalves Belladonna, Carlos Nelson Elias, Gianluca Plotino, and Nicola Maria Grande. 2017. “Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the reciproc files.” *J. Endod.* 43 (3): 462–66.
- Filip, Peter, and Karel Mazanec. 2001. “On precipitation kinetics in TiNi shape memory alloys.” *Scr. Mater.* 45 (6): 701–7.
- Grossman, Louis I. 1976. “Endodontics 1776–1976: A bicentennial history against the background of general dentistry.” *J Am Dent Assoc.* 93. 78–87.
- Hilfer, Paul B, Brian E Bergeron, Michael J Mayerchak, Howard W Roberts, and Billie G Jeansonne. 2011. “Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods.” *J. Endod.* 37. 72–74.
- Hou, X M, Y Yahata, Y Hayashi, A Ebihara, T Hanawa, and H Suda. 2011. “Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel–titanium endodontic instruments.” *Int Endod J.* 44. 253–58.
- Hu, W, B Whitten, Christine Sedgley, and Timothy Svec. 2014. “Effect of three NiTi files on transportation of the apical Foramen.” *Int Endod J.* 47. 1064–71.
- Hülsmann, Michael, Ove A Peters, and Paul M H Dummer. 2005. “Mechanical

preparation of root canals: shaping goals, techniques and means.” *Endod Topics* 10 (1): 30–76.

Jordan, Laurence, Anthony Sultan, and Philippe Vermaut. 2015. “Microstructural and mechanical characterizations of new Ni-Ti endodontic instruments.” In *MATEC Web of Conferences*, 33:3005. EDP Sciences.

Kell, Tina, Amir Azarpazhooh, Ove A Peters, Omar El-Mowafy, Bryan Tompson, and Bettina Basrani. 2009. “Torsional profiles of new and used 20/. 06 GT series X and GT rotary endodontic instruments.” *J. Endod.* 35. 1278–81.

Larsen, C Michael, Ikuya Watanabe, Gerald N Glickman, and Jianing He. 2009. “Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary Instruments.” *J. Endod.* 35. 401–3.

Leonardo, Mario Roberto. 2002. “Sistemas rotatorios en endodoncia: instrumentos de níquel-titanio.”

Melo, Marta Chaves Craveiro de, Maria Guiomar de Azevedo Bahia, and Vicente Tadeu Lopes Buono. 2002. “Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments.” *J. Endod.* 28. 765–69.

Miyazaki, S, and K Otsuka. 1986. “deformation and transition behavior associated with the R-phase in ti-ni alloys.” *metallurgical transactions A* 17. 53–63.

Ng, Y-L, V Mann, S Rahbaran, J Lewsey, and K Gulabivala. 2008. “Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature–part 2. influence of clinical factors.” *Int Endod J.* 41. 6–31.

Nguyen, Harrison H, Hanson Fong, Avina Paranjpe, Natasha M Flake, James D Johnson, and Ove A Peters. 2014. “Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue Rotary Instruments.” *J. Endod.* 40. 1190–93.

Otsuka, Kazuhiro, and Xiabing Ren. 2005. “Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys.” *Prog. Mater. Sci* 50. 511–678.

- Özyürek, Taha. 2016. "Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold nickel-titanium instruments." *J. Endod.* 42.1536–39.
- Parashos, P, and H H Messer. 2004. "Questionnaire survey on the use of rotary nickel–titanium endodontic instruments by australian dentists." *Int Endod J.* 37. 249–59.
- Park, Su-Young, Gary S P Cheung, Jiwan Yum, Bock Hur, Jeong-Kil Park, and Hyeon-Cheol Kim. 2010. "Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments." *J. Endod.* 36. 1200–1204.
- Peters, Ove A, A K Gluskin, R A Weiss, and J T Han. 2012. "An in Vitro Assessment of the Physical Properties of Novel Hyflex Nickel–Titanium Rotary Instruments." *Int Endod J.* 45 (11): 1027–34.
- Plotino, Gianluca, Alberto Costanzo, Nicola M Grande, Renata Petrovic, Luca Testarelli, and Gianluca Gambarini. 2012. "Experimental evaluation on the Influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments." *J. Endod.* 38. 222–25.
- Plotino, Gianluca, Nicola M Grande, Massimo Cordaro, Luca Testarelli, and Gianluca Gambarini. 2009. "A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments." *J. Endod.* 35. 1469–76.
- Santoro, Margherita, Olivier F Nicolay, and Thomas J Cangialosi. 2001. "Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. part I: temperature transitional ranges." *Am. J. Orthod.* 119. 587–93.
- Schilder, Herbert. 1974. "Cleaning and shaping the root canal." *Dent Clin North Am* 18. 269–96.
- Schneider, Sam W. 1971. "A comparison of canal preparations in straight and curved root canals." *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 32. 271–75.
- Serene, T P, J D Adams, and A Saxena. 1995. "Nickel-titanium instruments, applications in endodontics. Ishiyaku EuroAmerica." *Inc., St Louis, MO.* 62–63.

- Shantiaee, Yazdan, Omid Dianat, Golnaz Mosayebi, Mahshid Namdari, and Patricia Tordik. 2019. "Effect of root canal preparation techniques on crack formation in root dentin." *J. Endod.* 45. 447–52.
- Shen, Ya, Gary Shun-pan Cheung, Zhuan Bian, and Bin Peng. 2006. "Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use." *J. Endod.* 32 (1): 61–65.
- Shen, Ya, Hui-min Zhou, Yu-feng Zheng, Bin Peng, and Markus Haapasalo. 2013. "Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments." *J. Endod.* 39.163–72.
- Silvaggio, Joseph, and M Lamar Hicks. 1997. "Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files." *J. Endod.* 23. 731–34.
- Thompson, S A. 2000. "An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry." *Int Endod J.* 33. 297–310.
- Torabinejad, Mahmoud, and Noah Chivian. 1999. "Clinical Applications of Mineral Trioxide Aggregate." *J. Endod.* 25 (3): 197–205.
- Walia, H, W A Brantley, and H Gerstein. 1988. "An initial investigation of the investigation of the bending and torsion of nitinol root canal files." *J. Endod.* 14: 346–51.
- Xu, Xuejun, M Eng, Yufeng Zheng, and D Eng. 2006. "Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections." *J. Endod.* 32. 372–75.
- Yahata, Y, T Yoneyama, Y Hayashi, A Ebihara, H Doi, T Hanawa, and H Suda. 2009. "Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel–titanium endodontic instruments." *Int Endod J.* 42. 621–26.
- Yum, Jiwan, Gary Shun-Pan Cheung, Jeong-Kil Park, Bock Hur, and Hyeon-Cheol

Kim. 2011. "Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files." J. Endod. 37. 382–86.

Zhao, D, Y Shen, B Peng, and M Haapasalo. 2016. "Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated nickel–titanium instruments." Int Endod J. 49. 990–95.

Zhou, Huimin, Bin Peng, and Yu-Feng Zheng. 2013. "An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments." Endod Topics. 29. 42–54.

Zinelis, S, T Eliades, and G Eliades. 2010. "A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of ni-ti endodontic instruments." Int Endod J. 43.125–34.

Zinelis, Spiros, Myrsini Darabara, Toshiyuki Takase, Kaoru Ogane, and George D Papadimitriou. 2007. "The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue." Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 103. 843–47.

Dirección General de Bibliotecas UAQ