



Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Medicina

Comparación de la fatiga cíclica en limas rotatorias AF Blue vs Protaper Next. Un estudio *in vitro*.

Dirigido por:

L.O.E.E Luciano Tinajero Bueno

Tesis

Que como parte de los requisitos
para obtener el Diploma de la

ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

Presenta:

C.D.Héctor Alfredo Alcántar Torres

Dirigido por:

L.O.E.E Luciano Tinajero Bueno

Querétaro, Qro. A 1
de julio del 2021

Méd. Gral.

TÍTULO COMPLETO DE LA TESIS

2021



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
ESPECIALIDAD DE ENDODONCIA

“Comparación de la fatiga cíclica en limas rotatorias AF Blue vs Protaper Next. Un estudio *in vitro*”

Tesis

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

Presenta:

C.D. Héctor Alfredo Alcántar Torres

Dirigido por:

L.O.E.E. Luciano Tinajero Bueno

C.D.E.E. Luciano Tinajero Bueno
Presidente

C.D.E.E. Miguel Ángel Almanza Vega
Secretario

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez
Vocal

C.D.E.E. Irak Villarreal Vera
Suplente

Dra. Rosa Martha Pérez-Serrano
Suplente

Centro Universitario, Querétaro, Qro.
Julio 2021
México

RESUMEN

Introducción: La búsqueda del éxito del tratamiento de conductos en el área de endodoncia se basa en el mayor o menor grado de eliminación de microorganismos que en su mayoría tienen repercusiones patológicas y que por tal disminuyen el porcentaje de éxito en este tratamiento. Con el paso del tiempo surgió una nueva generación de instrumentos rotatorios de *NiTi* cuyas nuevas características en su aleación ofrecen más flexibilidad y mayor eficiencia de corte. La *fractura por fatiga cíclica* representa una desventaja importante que significa grandes dificultades en la práctica clínica, esto debido a que la mayoría de las veces estas *fracturas* ocurren sin signos visibles claros ante este evento, dificultando así la toma de decisiones sensatas para evitar el mismo. **Objetivos:** Determinar que lima rotatoria resiste más tiempo hasta la *fractura* de los sistemas rotatorios *Protaper Next* (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) y *AF Blue* (Fanta dental materials, Shanghai, Ch) en conductos curvos y comparar sus resultados. **Material y método:** Se utilizaron 48 limas rotatorias calibre 25 y conicidad .06 las cuales fueron divididas en 2 grupos, 24 en el grupo de nombre *Protaper Next* y 24 en el grupo de nombre *AF Blue*. Con un grupo control de V Taper H2 de 6 limas con calibre y conicidad de (25.06). Todas las limas fueron evaluadas en una platina metálica de acero inoxidable en un conducto con curvatura de 60° con tapa de vidrio transparente, se evaluó en segundos el tiempo de *fractura* de la lima y en milímetros el tamaño de la lima fracturada. Se utilizó un microscopio electrónico de barrido para obtener una imagen que muestre los cambios estructurales de las limas. **Resultados:** Las limas rotatorias *AF Blue* resistieron más tiempo hasta su *fractura* que las limas *Protaper Next*. El grupo control de V Taper H2 presentó el mayor tiempo hasta la fractura de los 3 grupos. **Conclusiones:** Los resultados demuestran que las limas rotatorias de *AF Blue* resisten más tiempo hasta la *fractura* medida en segundos que las limas rotatorias de *Protaper Next*, esto puede ser debido a diferencias en el tratamiento térmico de la aleación NiTi y distintos tratamientos que son aplicados en toda la superficie de estas limas de nueva generación.

(Palabras clave: Protaper Next, AF Blue, fractura, NiTi)

SUMMARY

Introduction: The search for successful root canal treatment in the endodontic area is based on the greater or lesser degree of elimination of microorganisms that mostly have pathological repercussions and therefore decrease the success rate in this treatment. With the passage of time a new generation of *NiTi* rotary instruments emerged, the new features in its alloy offer more flexibility and greater cutting efficiency. *The cyclical fatigue* fracture represents an important disadvantage that means great difficulties in clinical practice, this because most of the time these *fractures* occur without visible signs before this event, thus making it difficult to make sensible decisions to avoid it. **Objectives:** To determine which rotary file has the highest resistance to cyclic fatigue of the rotary systems *Protaper Next* (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) and *AF Blue* (Fanta dental materials, Shanghai, Ch) in curved canals and compare their results. **Material and methods:** 48 25 gauge rotary files and .06 taper were used which were divided into 2 groups, 24 in the group named *Protaper Next* and 24 in the group named *AF Blue*. With a control group of V Taper H2 of 6 files with gauge and taper of (25.06). All files were evaluated on a stainless steel metal plate in a 60 ° curvature canal with a transparent glass cover, the *fracture* time of the file was evaluated in seconds and the size of the *fractured* file in millimeters. A scanning electron microscope was used to obtain an image showing the structural changes of the files. **Results:** *AF Blue* rotary files showed greater resistance to cyclic fatigue than *Protaper Next* files. The control group of V Taper H2 presented the highest resistance to cyclical fatigue of the 3 groups. **Conclusions:** The results show that the *AF Blue* rotary files present greater resistance to cyclical fatigue measured in seconds than the *Protaper Next* rotary files, this may be due to differences in the heat treatment of the *NiTi* alloy and different treatments that are applied on the entire surface of these new generation files.

(Key words: *Protaper Next*, *AF Blue*, Fracture, *NiTi*)

Dedicatorias

Para mi mamá, quien siempre sera mi más grande ejemplo y quien gracias a ella estoy donde estoy y tengo lo que tengo.

Para mi hermana por ser mi amiga y mi apoyo toda la vida.
Gracias por ser parte de mi vida, por estar en los buenos y en los malos momentos, por nunca dejarme solo y por ser mi más grande motivación.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

Agradecimientos

Quiero agradecer a Dios por darme la vida y salud para poder llegar hasta aquí, que si bien no fue fácil, con su ayuda y guía lo pude lograr.

A mi mamá que gracias a su motivación, ideas y consejos pude terminar mi carrera y ahora mi especialidad, sin ella no habría podido llegar hasta aquí.

A mi hermana Mariana que estuvo desde el comienzo hasta el final y que siempre estuvo dispuesta a ayudarme en lo que necesitara y que hizo que este camino fuera más fácil.

A la Universidad Autónoma de Querétaro que me acepto y que me brindo los conocimientos teóricos y prácticos para poder alcanzar el título de la especialidad en Endodoncia.

A todos mis maestros quienes no solamente me ofrecieron sus consejos y su ayuda en la práctica diaria, sino que también me ofrecieron su amistad, con todo el cariño del mundo les agradezco a todos mis maestros su enorme ayuda.

A mis compañeras de generación que siempre me trataron con todo el cariño y amor del mundo, que me tenían siempre paciencia y que siempre estaban dispuestas a ayudarme.

A todos mis pacientes que confiaron en mí y que me permitieron día a día mejorar y aprender con cada caso que llegaba a mis manos.

Índice

Contenido	Página
Resumen	i
Summary	ii
Dedicatorias	iii
Agradecimientos	iv
Índice	v
Índice de cuadros	vii
Abreviaturas y siglas	viii
I. Introducción	1
II. Antecedentes/estado del arte	4
III. Fundamentación teórica	12
III.1 Pregunta de investigación	12
III.2 Justificación	12
IV. Hipótesis o supuestos	13
IV.1. Hipótesis de trabajo	13
IV.2. Hipótesis nula	13
V. Objetivos	14
V.1 General	14
V.2 Específicos	14
VI. Material y métodos	15
VI.1 Tipo de investigación	15
VI.2 Población o unidad de análisis	15
VI.3. Muestra y tipo de muestra	15
VI.3.1. Criterios de inclusión	15
VI.3.2. Criterios de exclusión	15
VI.3.3. Criterios de eliminación	15
VI. Técnicas e instrumentos	16
VI.4.1 Definición de variables y unidades de medida	16

VI. Procedimientos	18
VII. Resultados	22
VIII. Discusión	29
IX. Conclusiones	31
X. Propuestas	32
XI. Bibliografía	33

Dirección General de Bibliotecas UAQ

ÍNDICE DE CUADROS

	Pagina
Comparación del tiempo hasta la fractura y la Medida final de las limas entre los distintos grupos de limas.	29
Comparación del tiempo hasta la fractura (s) entre grupos	30

Dirección General de Bibliotecas UAQ

I. Introducción

El tratamiento endodóntico, incluye distintos procedimientos como es la eliminación mecánica de tejido pulpar a través de toda la extensión de los conductos radiculares, eliminación de objetos ajenos en los procedimientos de retratamientos endodónticos, agiliza y permite el uso adecuado de irrigantes y medicación intraconducto (Ray, 1995). Esta especialidad reconocida por la asociación dental americana en 1963 ha logrado altas tasas de éxito, lográndolo a través de distintos procedimientos sistemáticos como lo es la limpieza, conformación y obturación del sistema de conductos radiculares, cada uno de estos procedimientos con sus fundamentos biológicos, mecánicos y químicos. Siendo uno de estos procedimientos la conformación de conductos radiculares el cual es logrado con instrumentos endodónticos rotatorios mecánicos y manuales (Ramírez-Salomón, 2009).

Fue en 1988 que se introdujeron las propiedades de una aleación resistente a la corrosión para la creación de instrumentos de aleación de níquel titanio (Alshwaimi, 2018).

Los instrumentos rotatorios de Níquel Titanio (Niti) se han vuelto muy populares y prácticamente herramientas necesarias para la conformación del conducto radicular en endodoncia, esto debido a su flexibilidad superior y una mayor eficiencia de corte en comparación con aquellos instrumentos cuya fabricación es acero inoxidable convencional (Bhagabati, 2012).

Los instrumentos de aleación de níquel titanio no están exentos de aspectos negativos, siendo la fractura del instrumento, un acontecimiento común en la práctica Clínica que causa un pronóstico de menor éxito, así como un cambio en los pasos sistemáticos de la conformación del conducto radicular en endodoncia (Braga, 2014).

Mientras que los instrumentos manuales permiten la capacidad táctil de percibir la pérdida de filo del instrumento y por ende el desgaste del instrumento, mientras que cuando es por rotación mecánica, la fractura y desgaste de un instrumento ocurre sin ninguna forma de aviso del cual el clínico se pueda percatar para la toma de decisiones (Bulem, 2013).

Se puede reflejar en dos tipos de fracturas, la fractura torsional y la fractura por fatiga cíclica, la diferencia entre ellas dependerá según sea el mecanismo de acción que seguía el instrumento rotatorio, así como las condiciones del mismo.

La fractura del instrumento por torsión es cuando el instrumento se atora dentro en alguna de las porciones del conducto radicular y el torque del mismo continua girando y cuando el límite de elasticidad es excedido por la velocidad del torque esto causa la fractura del instrumento, y la fractura por fatiga cíclica, el instrumento no se atora, este gira de manera libre a lo largo de todo el conducto generando constantes fuerzas de tensión y compresión a las cuales el instrumento se ve sometido hasta llegar a un punto de máxima flexura hasta que finalmente la fractura es inevitable y ocurre (Craig, 1968).

Estos ciclos repetidos de tensión y compresión causados por la rotación en conductos radiculares curvos aumentan la fatiga cíclica y es un factor importante a considerar (Moradas, 2017).

Para aumentar la seguridad durante la instrumentación endodóntica, se ha investigado e innovado más con el fin de incrementar el tiempo hasta la fractura de las limas, en la actualidad podemos poner de ejemplo algunas modificaciones que se realizan tales como tratamientos térmicos o de superficie (Elnaghy, 2016).

En el presente estudio se realizó un estudio con pruebas para conocer el tiempo hasta la fractura de 2 sistemas rotatorios NiTi, (Protaper next y Af blue) distintos en sus tratamientos superficiales e internos de la aleación, pero iguales en calibre y conicidad. Con el fin de conocer un promedio de tiempo necesario para la fractura del instrumento. El sistema Protaper next está ampliamente documentado en estudios similares con otros sistemas rotatorios pero no con este sistema rotatorio Af blue, por otra parte el sistema rotatorio Af blue tiene pocos estudios de comparación.

Dirección General de Bibliotecas UFG

II. Antecedentes

Harrison H. Nguyen et al., (2014) demostraron en un estudio comparativo de 20 limas que Protaper Next resiste más tiempo hasta la fractura que Protaper Universal, dando el mismo resultado en el estudio realizado por Elnaghy (2014) en el que también se compararon ambos sistemas rotatorios.

Ismail Davut Capar et al., (2015) manifestaron en un estudio comparativo de 20 limas que el sistema ProTaper Next (M-Wire) resiste más tiempo hasta la fractura que el sistema rotatorio Revo-S (convencional NiTi).

Uygun et al., (2016) señalaron en su estudio comparativo de 24 limas, que no hubo diferencia significativa en el tiempo de fractura a 8 mm del foramen apical entre ProTaper Next y Protaper Universal.

Akanksha Bhatt et al., (2017) señalaron que, en un estudio comparativo de 10 limas, las limas Protaper Next resistieron más tiempo hasta la fractura que el sistema de limas Profile Vortex.

Akanksha et al., (2019) señalaron que en su estudio comparativo de 20 limas el sistema ProTaper Next (M-Wire) resistió más tiempo hasta la fractura que el sistema rotatorio Profile Vortex y Hero Shapers.

Neslihan Büşra Keskin et al., (2019) manifestaron en un estudio comparativo de 10 limas que el tiempo de resistencia hasta la fractura fue mayor en Protaper Next en comparación que Protaper Universal, que coinciden con los estudios previamente realizados en años pasados.

III. Fundamentación teórica

La terapia endodóntica, incluye la remoción mecánica de tejido pulpar vital o necrótico a través de todo lo largo del conducto radicular, así como la eliminación de objetos metálicos y no metálicos ajenos en los procedimientos de retratamientos endodónticos, además que facilita y logra el uso adecuado de irrigantes y medicación intraconducto (Ray, 1995).

En 1838, Edward Maynard crea el primer instrumento endodóntico manual para la conformación del conducto radicular que consistía en pequeñas agujas hechas a partir de cuerdas de piano para lograr extirpar el tejido pulpar, en 1852 Arthur utilizó pequeñas limas con el objetivo de ampliar el calibre del conducto radicular y años más tarde con el avance de la tecnología, en 1885 son introducidas las fresas rotatorias Gates Glidden (Grossman, 1976).

Las cuales son un ensanchador con punta cortante de tamaño pequeño en forma de llama con hojas cortantes laterales las cuales están numeradas del 1 al 6 por marcas en el tallo del instrumento los cuales están diseñados con un punto débil en la parte del eje más cercano a la pieza de alta velocidad, de esta forma, en caso de existir una fractura del instrumento, ocurra en este punto del instrumento y su remoción sea relativamente fácil en la mayoría de los casos (Parashos, 2006),

En 1915 son introducidas las limas manual tipo K las cuales eran bastante rígidas, esta característica fue dada por su fabricación de acero inoxidable, más tarde en 1974 las especificaciones ISO para los instrumentos que se aplicarían para endodoncia fueron publicadas (Hulsman et al, 2005).

En 1889 William H. Rollins desarrollo la primera pieza de mano automática para conformar el conducto radicular, en el cual se usaban agujas que tenían una rotación de 360 grados con una velocidad limitada con el fin de evitar fracturas, buscando del control de la fractura de instrumentos rotatorios y así evitar disminuir

el pronóstico de éxito del tratamiento. Fue a partir de aquí que empezaron a salir una serie de sistemas rotatorios que buscaban mejorar y ser más eficientes la conformación del conducto radicular teniendo principios mecánicos similares (Ounsi et al, 2017).

Fue en 1988 que Walia introdujo las propiedades de una aleación nueva resistente a la corrosión para la creación de instrumentos, la aleación de níquel titanio (Alshwaimi, 2018).

Las limas de níquel titanio se fabrican en dos presentaciones para ser usadas, tanto de manera manual como de manera rotatoria mecánica, es cierto que existen diferencias en el desgaste del instrumento que serán reflejadas de distintas formas en el desgaste y la fractura del instrumento. Las aleaciones de níquel titanio poseen 2 fases cristalográficas Austenita y Martensita que se diferencian según el estado en el que se encuentra la lima con la aleación de níquel titanio, cuando la lima se encuentra en un estado de reposo, está en fase austenita, y cuando se encuentra en movimiento rotatorio, presenta una deformación conocida como martensita. Es por esto que las limas de aleación de níquel titanio tienen una tendencia a fractura alta, incluso mayor que las limas de acero inoxidable (De-Deus, 2017).

Es importante entender que la o las curvaturas dentro del conducto radicular tienen bastante relevancia y que repercutirá de manera directa en la preparación mecánica por su complejidad.

Existen métodos para conocer la gravedad de una curvatura radicular, siendo uno de ellos, el método de Schneider en 1971, este método usa un solo parámetro para definir el ángulo de la curvatura en grados, se dibuja una línea paralela a lo largo del eje axial del canal radicular y una segunda línea dibujada desde el foramen apical hasta intercederse con la primera línea donde el canal empieza a salir del eje axial del conducto, este procedimiento sirve de base para

muchos estudios y artículos que buscan conocer el tiempo hasta la fractura en distintos sistemas rotatorios (Manjunatha, 2017).

Para aumentar la seguridad durante la instrumentación endodóntica, se ha investigado e innovado más con el fin de incrementar el tiempo hasta la fractura de las limas, en la actualidad podemos poner de ejemplo algunas modificaciones que se realizan tales como tratamientos térmicos o de superficie (Elnaghy, 2016). Esto es necesario conocer que existe una clasificación de las distintas generaciones de tratamiento térmico y su respectiva relación con el comportamiento mecánico de la lima endodóntica (Gambarini, 2008).

Los fabricantes han estado usando complejos procedimientos para modificar las temperaturas de transformación de la aleación como Ms (Martensitic Star), Mf (Martensitic Finish), As (Austenitic Star), Af (Austenitic Finish), y en consecuencia, mejoran su rendimiento mecánico (Miyai, 2006).

La primera generación (limas SE): Estas limas están en fase austenica con temperatura Af por debajo de la temperatura corporal y exhibe propiedades súper elásticas, algunos ejemplos son The ProFile (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) y Lightspeed (Lightspeed Inc, San Antonio, TX, USA) ambos con una temperatura cerca de 25 °C (Brantley, 2002).

La segunda generación: Se han desarrollado procedimientos termo mecánicos patentados para mantener la fase estable de martensita en condiciones clínicas produce una mejor disposición de la estructura cristalina (Shen, 2013).

M Wire: Introducido en 2007 por Dentsply. El objetivo del proceso es estabilizar la estructura cristalina del Niti en su condición más martensítica a temperatura corporal, algunos ejemplos son Profile GT Series X (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) (Af por encima de 40 °C) ProTaper Next (Dentsply Tulsa Dental,

Tulsa, OK) (Af alrededor de 46.5 ° C) (Jordania, 2015).

Fase R: Introducido en 2008 por SybronEndo (Orange, CA, EE. UU.). Invento un nuevo proceso de fabricación, buscando transformar el alambre NiTi en crudo en la fase austenítica en una fase R y estabilizar la fase a mayor temperatura y obtener martensita estable a la temperatura corporal, un ejemplo es Twisted file con temperatura Af de (17.62-18.88 ° C) (Yum, 2011).

CM Wire: (DS Dental, Johnson City, TN) Fue introducido en 2010, un proceso cuyo funcionamiento es térmico y a la vez mecánico, el cual es patentado dirigido a aumentar la flexibilidad, reducir la memoria de recuperar su forma original, aumentarlas temperaturas de esta transformación (Af hasta aproximadamente 50 ° C) y obtener martensita estable a la temperatura corporal (Santos, 2013).

En 2012, Dentsply Sirona introdujo un nuevo proceso de tratamiento de calor para aleaciones NiTi CM, mediante el cual los instrumentos son tratados con calor repetidamente y luego enfriado, lo que da como resultado un color de superficie de la capa de óxido de titanio, algunos ejemplos son Vortex Blue (Dentsply Sirona), Reciproc Blue (VDW), ProTaper Gold (Dentsply Sirona) y los sistemas WaveOne Gold. El espesor de la capa de óxido de titanio es 60-80 nm, mientras que en la aleación de NiTi Gold, este espesor es 100-140 nm (Gavini, 2018).

La tercera generación: Tratamiento térmico posterior al mecanizado y se han utilizado para superar defectos del proceso de mecanizado, y para modificar la estructura de la fase cristalina (Brantley, 2012). El tratamiento térmico forma Ti₃Ni₄ finamente disperso que se precipita en la matriz austenítica. En consecuencia, la fase se forma con preferencia a la martensita debido a la presencia de partículas de Ti₃Ni₄. Sin embargo, la aleación necesita más enfriamiento para formar martensita y martensítica, la transformación ocurre en 2 pasos (A-R-M) (Otsuka, 2005).

AF Wire

Es un alambre con un tratamiento térmico de tipo especial, como ya se mencionó, los instrumentos de acero inoxidable tradicionales son muy rígidos y no son la primera opción para un aumento apical en conductos delgados y curvos. AF Wire tiene excelentes propiedades de resistencia mecánica, y su flexibilidad es alta e ideal para evitar deformaciones a la forma original del conducto y su dureza es adecuada como para cortar con eficacia confiable, (Fanta Dental Materials, 2017).

Existen otros factores que contribuyen a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio, entre ellos está la conicidad del instrumento. Hoy en día, los fabricantes de sistemas rotatorios buscan que la preparación apical sea lo más estrecha posible mientras se aumenta el estrechamiento del conducto radicular. Esto disminuye los errores de preparación y hace que la obturación del conducto radicular sea más fácil y eficiente (Ioanna, 2011).

La forma cónica es una característica del diseño de las limas, hay dos formas de dar forma a un conducto radicular. Primero, la instrumentación de un conducto radicular mediante el uso de limas de la misma conicidad, pero con diámetros de punta apical variables. Un ejemplo de esto sería limas que tienen una conicidad consistente (.02). La Lima rotatoria que tiene una conicidad constante (.04) pero tiene diámetros de punta apical variables (Zarna, 2011).

En segundo lugar, la instrumentación del conducto radicular variando o disminuyendo gradualmente. Estas limas tienen un tamaño de punta apical constante pero su forma cónica varía de .04 a .12, buscando que la resistencia a la fricción se reduzca y se evite fracturas de instrumentos endodónticos (Zarna 2011).

Se sabe que todas las limas de conicidad .06 sin importar la marca comercial, presentan una conicidad variable a lo largo de todo el instrumento endodóntico (Hatch, 2008).

El torque es la capacidad de la pieza de mano para soportar la presión lateral sobre la herramienta giratoria sin disminuir su velocidad o reducir su eficiencia de corte, depende del tipo de rotación utilizada y la cantidad de energía suministrada a la pieza de mano (Sattapan, 2000).

El torque es un parámetro que debe ser controlable en la preparación del conducto radicular debido a que diferentes instrumentos necesitan diferentes valores de torque. En el canal, los instrumentos están sujetos a diferentes torsiones de torsión, si el nivel de torsión es igual o mayor que la torsión en caso de falla (fractura), el instrumento se separará (Panna, 2018).

Los valores de torque inferiores al torque en la fractura de los instrumentos se pueden establecer en las piezas de mano de control de torque. Se pueden establecer valores de torque tan bajos como $1 \text{ N} / \text{cm}^2$, Si se usa el torque alto, el límite del instrumento a menudo se excede, lo que aumenta el estrés mecánico y el riesgo de fracturas, por lo tanto, debe enfatizarse que el límite elástico del instrumento probado es inferior a $1 \text{ N} / \text{cm}^2$ (Panna, 2018).

La velocidad se refiere no solo a las revoluciones por minuto, sino también a la superficie por unidad que tiene que cortar la herramienta (Panna, 2018).

Clasificación de la velocidad según Marzouk:

- a. Velocidad ultra baja: 300–3000 rpm.
- b. Baja velocidad: 3000–6000 rpm.
- c. Velocidad media alta - 20,000–45,000 rpm.
- d. Alta velocidad: 45,000–100,000 rpm.
- e. Ultra alta velocidad: 100,000 rpm y más.

En endodoncia, la velocidad varía de 150 a 40,000 rpm. Aunque mayor es la velocidad, mayor es la eficiencia de corte, las velocidades más altas tienen más desventajas, tales como:

1. Pérdida de la sensación táctil.
2. La rotura de instrumentos se produce por distorsión de flauta.
3. Cambio en la curvatura anatómica del canal.
4. Pérdida de control.

(Panna, 2018).

IV. Hipótesis

IV.1 Hipótesis de trabajo

Las limas rotatorias Protaper Next resisten mayor tiempo hasta su fractura que las limas rotatorias Af Blue.

IV.2 Hipótesis nula

Las limas rotatorias Protaper Next resisten menor tiempo hasta su fractura que las limas rotatorias Af Blue.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

V. Objetivos

V.1 Objetivo general

Determinar que lima rotatoria resiste mayor tiempo hasta su fractura: Protaper Next o Af Blue.

V.2 Objetivos específicos

Cuantificar el tiempo hasta la fractura de la lima 25.06 del sistema rotatorio AF Blue.

Medir la longitud del fragmento fracturado del sistema rotatorio AF Blue.

Cuantificar el tiempo hasta la fractura de la lima 25.06 del sistema rotatorio Protaper Next.

Medir la longitud del fragmento fracturado del sistema rotatorio Protaper Next.

Comparar los resultados de ambos sistemas.

Analizar con microscopia electrónica de barrido los sistemas rotatorios una vez ya fracturados.

VI. Material y métodos

VI.1 Diseño

Experimental. *In Vitro*

VI.2 Población

Limas rotatorias nuevas del sistema AF Blue y nuevas del sistema Protaper Next.

VI.3 Tamaño de muestra

48 limas rotatorias divididas en 2 grupos: Protaper Next y Af blue, así como también un grupo control de 6 limas de VTaper.

VI.3.1 Criterios de Selección

Criterios de Inclusión

Limas nuevas salidas de empaque.

Criterios de exclusión

Lima rotatoria nueva con algún defecto de fabricación.

Criterios de eliminación

Limas rotatorias que sufran algún deterioro.

VI.3.2 VARIABLES ESTUDIADAS

Dependiente

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Limas rotatorias Protaper Next 25.06	Instrumentos rotatorios NiTi M-Wire con un diseño de rectángulo de diseño de sección transversal y movimiento giratorio asimétrico sin tratamiento térmico	Instrumento rotatorio que va ser sometido a fuerzas dentro de curvatura artificial y que se medirá el tiempo que tarde en fracturarse.	Cualitativa	Nominal	-----
Limas rotatorias Af Blue 25.06	Instrumentos rotatorios de NiTi con tratamiento térmico, lo cual mejora y alarga su rendimiento, cuenta con una cara totalmente plana que ayuda a disminuir su posibilidad de atornillamiento dentro del conducto radicular	Instrumento rotatorio que va ser sometido a fuerzas dentro de curvatura artificial y que se medirá el tiempo que tarde en fracturarse.	cualitativa	Nominal	-----

Dependiente

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Tiempo hasta la fractura	Medida relativa dada desde segundos hasta minutos en el transcurso que un instrumento tarda en romperse.	Con el uso de un cronometro se medirá el tiempo hasta la fractura del instrumento	Cuantitativa	Continua	segundos

VI.4. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS

- 1.-Guantes
- 2.-Cubre bocas
- 3.-Campos estériles
- 4.-Bata de algodón
- 5.-Gasas
- 6.-Lentes de protección
- 7.-Vernier
- 8.-Regla milimétrica
- 9.-Plumón indeleble
- 10.-Cronometro
- 11.-Cámara de video
- 12.-Pinzas algodonerias
- 13.-Laptop

- 14.-Platina Metálica
- 15.-Destornillador
- 16.-Vaselina
- 17.-Motor para endodoncia (SybronEndo ®)
- 18.-8 Blister PROTAPER NEXT® (X1, X2, X3 – 25 mm)
- 19.-8 Blister Af Blue 25.06-25 mm
- 20.-Pieza de alta
- 21.-Aceite para pieza de alta velocidad
- 22.-Topes endodónticos
- 23.-Recipientes rígidos polipropileno de color rojo

VI.5 Procedimiento

Fase I: Diseño y creación de una platina de acero inoxidable con conductos artificiales.

Fase II: Mediciones de tiempo hasta la fractura.

Fase III: Mediciones de estos fragmentos separados.

Fase IV: Toma de micrografías por un microscopio electrónico de barrido.

Fase V: Resultados y análisis estadístico.

Fase I

Se diseñó y confeccionó una platina de acero inoxidable mediante un fresado, dando como resultado una platina con medidas de 80 mm por 50 mm de ancho y 40 mm de altura (fig. 1). Teniendo también conductos artificiales que fueron confeccionados para este estudio con una curva de 60 grados y una curva en su radio de 5 mm y una medida de 20 mm, todas las medidas establecidas en los parámetros de Schneider (Schneider 1971). Para ser recubierta en su cara frontal se contó con una tapa de vidrio de 80 mm de largo y 5 mm en su ancho y 40 mm en su altura, esto permitía la apreciación de todo el proceso desde su inicio hasta su final y además permitía su cambio en caso de ser necesario (fig. 2).



Figura 1. Platina de acero inoxidable



Figura 2. Platina con tapa de vidrio

Fase II

En la segunda etapa se trabajó la instrumentación de todas las limas de los sistemas rotatorios en los conductos artificiales que fueron realizados en la platina de acero inoxidable, donde se decidió la longitud de trabajo de los instrumentos rotatorios a 20 mm. Antes de la inserción de la lima rotatoria dentro del conducto se utilizó aceite para ser lubricado dentro del mismo.

Cada sistema rotatorio fue usado en la velocidad y torque que indican sus fabricantes, en Af Blue una velocidad de 300 RPM y un torque de 2.5 N, Protaper Next una velocidad de 300 RPM y un torque de 200 GCM (fig. 3). Fue usado un Motor Elements (SybronEndo) con dichas especificaciones y las limas fueron insertados en el conducto hasta su fractura. El tiempo transcurrido fue grabado con una cámara de video y al mismo tiempo se usó de cronómetro para conocer el momento exacto de la fractura del instrumento (fig. 4). La instrumentación fue realizado por el mismo y único operante, con el objetivo de disminuir la fricción, se usó de lubricación con aceite cada 15 segundos.



Figura 3. Indicaciones de fabricante

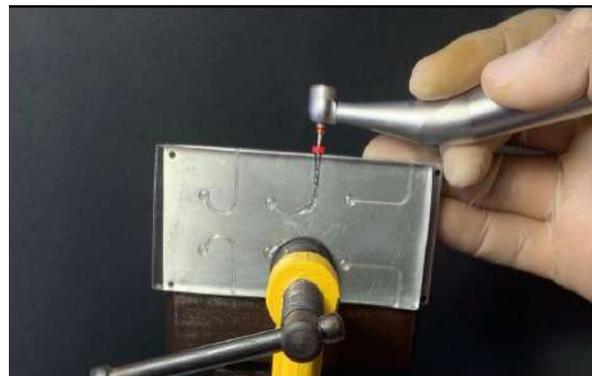


Figura 4. Lima rotatoria dentro de conducto de platina

Fase III

Todos los instrumentos rotatorios que fueron usados en el presente estudio fueron separados en dos grupos, dependiendo de qué sistema rotatorio fueran estos. Fue medido cada instrumento y cada fragmento fracturado por separado, fueron medidos con un vernier electrónico y se hicieron tablas de datos con sus datos respectivamente (fig. 5).



Figura 5. Se observan 3 instrumentos fracturados de cada comercial con su porción fracturada, junto con un vernier electrónico.

Fase IV

Se analizaron algunas de estas limas fracturadas en el microscopio electrónico de barrido usando distintos tipos de acercamientos. Previamente todas las limas rotatorias fracturadas fueron llevadas al ultrasonido y teniendo tres ciclos con una duración de diez minutos cada uno, esto se hizo buscando la mayor limpieza posible de cualquier resto que dificulte o impida su análisis, así también, se analizaron instrumentos nuevos que fueron extraídos del empaque justo en el momento que se iban a analizar, teniendo así ambos puntos de comparación visual que permita conocer los cambios estructurales que ocurrieron en estas limas rotatorias.

Fase V

Se recolectaron todos los datos en tablas de datos, incluyendo el tiempo que tardo cada lima en fracturarse el cual fue medido en segundos y el tamaño de la fractura resultante en la lima rotatoria el cual fue medido en milímetros, para realizar así el análisis estadístico usando la prueba estadística de ANOVA.

VII. Resultados

En el presente estudio se utilizaron dos sistemas de instrumentación rotatoria en endodoncia: Protaper Next (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) y AF Blue (Fanta dental materials, Shanghai, Ch). Compartiendo las características de calibre que fue 25 y conicidad la cual fue .06, la prueba de evaluación fue la misma para ambos sistemas: Tiempo que resiste un instrumento hasta su fractura medido en segundos, una evaluación de la longitud del mismo fragmento separado que fue medida en milímetros y la obtención de micrografías por microscopio electrónico de barrido que muestran un antes y un después del estado físico de los instrumentos. Los resultados se observan en la tabla 1, mostrando así los valores correspondientes en promedio y la desviación estándar que correspondió al tiempo que necesitó hasta la fractura del instrumento medida en segundos y a la evaluación de la longitud del mismo fragmento separado medida en milímetros.

Tabla 1. Comparación del tiempo hasta la fractura y la medida final de las limas entre los distintos grupos de limas.

	Grupo control (n=6)	Grupo 1 (n=24)	Grupo 2 (n=24)	ANOVA valor p
	Media \pm (DE)	Media \pm (DE)	Media \pm (DE)	
Medida Inicial (mm)	25 \pm (0.00)	25 \pm (0.00)	25 \pm (0.00)	-
Tiempo hasta la fractura (s)	570.2 \pm (196.17)	262.8 \pm (55.41)	51.9 \pm (9.31)	f= 138.79 p< 0.001
Medida Final (mm)	4.5 \pm (1.50)	3.1 \pm (1.09)	3.5 \pm (0.50)	f= 5.60 p= 0.006

Grupo control: Limas VTAPER 25.06; Grupo 1: Limas Af Blue 25.06; Grupo 2: Protaper Next 25.06.

PN: Sistema rotatorio *Protaper Next*; AF: sistema rotatorio *AF Blue*; \bar{x} promedio; DE: desviación estándar.

Como se observa en la tabla 1, la prueba de ANOVA arrojó diferencias estadísticamente significativas en el tiempo hasta la fractura (s) entre los distintos grupos de limas ($p<0.001$).

Tabla 2. Comparación del tiempo hasta la fractura (s) entre grupos			
	Grupo Control	Grupo 1	Grupo 2
	Diferencia de medias	Diferencia de medias	Diferencia de medias
	Valor p	Valor p	Valor p*
Grupo Control	-	-	-
Grupo 1	-307.537 p< 0.001	-	-
Grupo 2	-518.313 p< 0.001	-210.776 p< 0.001	-

Grupo control: Limas VTAPER 25.06; Grupo 1: Limas Af Blue 25.06; Grupo 2: Protaper Next 25.06.

**Prueba estadística Bonferroni*

La tabla 2 incluye la prueba Post Hoc de Bonferroni que indicó que las limas Vtaper 25.06 fueron las que resistieron más tiempo antes de la fractura en comparación con las limas Af blue.

A continuación se muestran las imágenes que fueron obtenidas de los instrumentos fracturados usando un microscopio electrónico de barrido, usando distintos de tipos de ampliaciones, teniendo así comparación entre instrumentos nuevos e instrumentos ya fracturados.



Figura 6: a) y b) Muestran porción apical de Protaper Next nueva salida del empaque con distinta amplificación, c) y d) Muestran cara con su ángulo de corte con distinta amplificación.

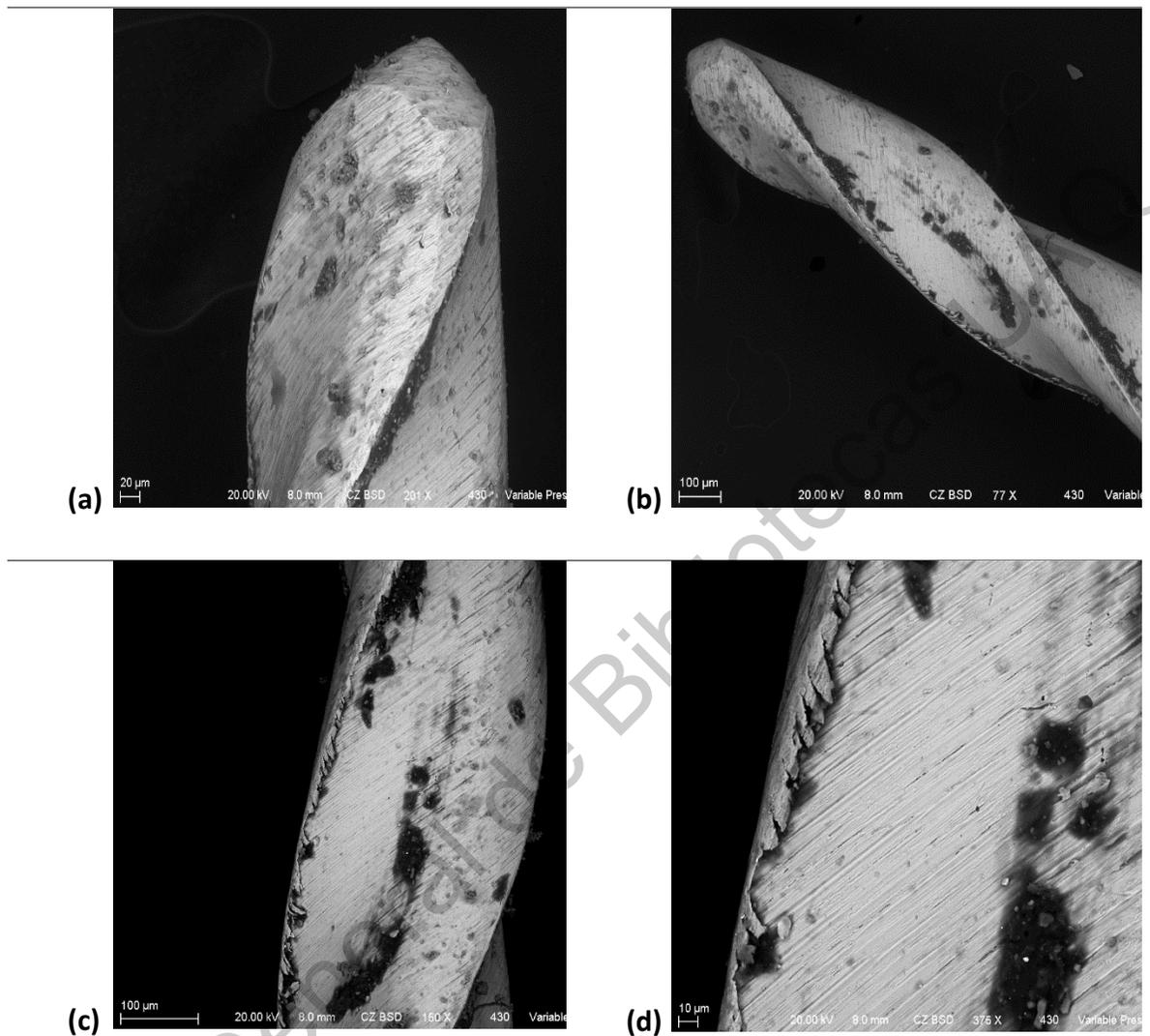


Figura 7: a) y b) Muestran porción apical de Af Blue nueva salida del empaque con distinta amplificación, c) y d) Muestran cara con su ángulo de corte con distinta amplificación.

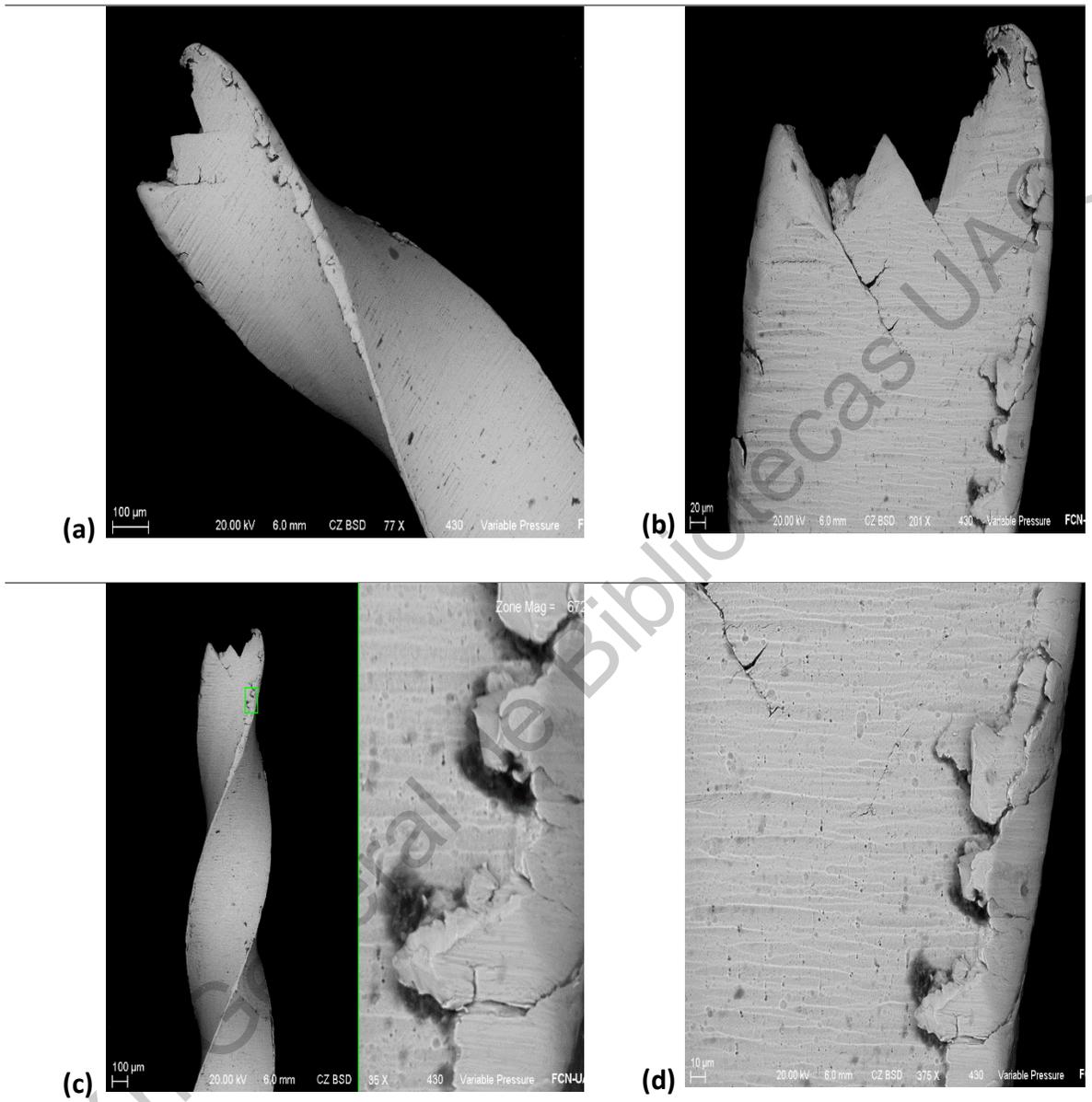


Figura 8: a) y b) Muestran porción apical de Af Blue fracturada con distinta amplificación, c) y d) Muestran cara con su ángulo de corte con distinta amplificación.

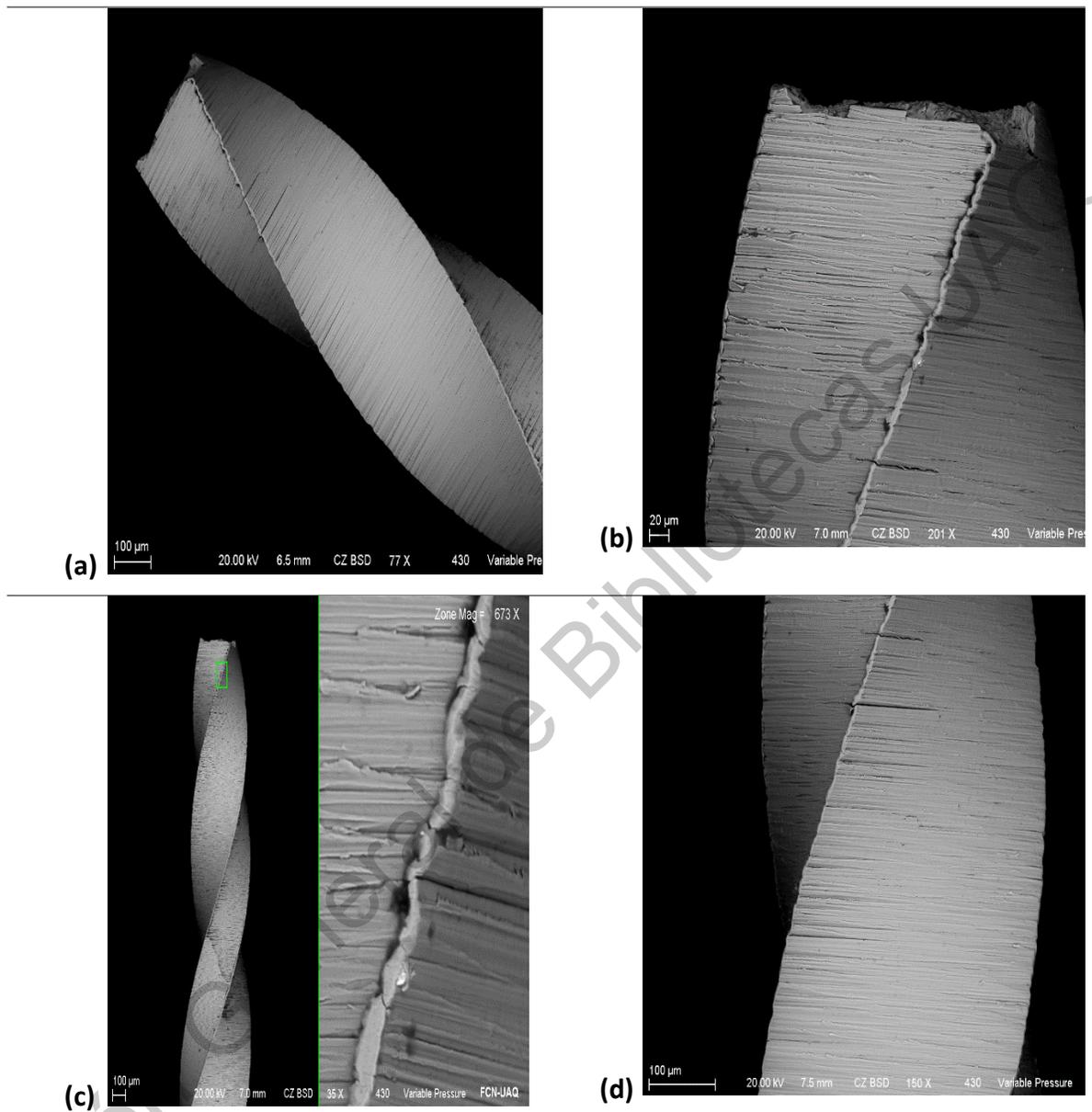


Figura 9: a) y b) Muestran porción apical de Protaper Next fracturada con distinta amplificación, c) y d) Muestran cara con su ángulo de corte con distinta amplificación.

Tal como se puede apreciar en las distintas imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido, todas las limas rotatorias tienen distintos tipos y grados de desgaste en distintas porciones del instrumento, especialmente en la zona más apical del instrumento.

En las micrografías del instrumento nuevo de Af Blue (figura 7). Se aprecia un instrumento con impurezas de metal, con un ángulo de corte que muestra irregularidades.

En las micrografías del instrumento fracturado de Af Blue (figura 8). Se aprecia una fractura apical, una zona bastante irregular en todo el segmento con diversas zonas de fatiga las cuales son conocidas también como micro fracturas, una superficie bastante irregular que afecta el ángulo de corte con dirección hacia coronal con un desgaste claro en los bordes de la lima.

En las micrografías del instrumento fracturado de Protaper Next (figura 9). Es claro un desgaste en los bordes de la lima que muestra una pérdida de filo bastante considerable, una porción apical que muestra un segmento restante de material metálico poroso pero con un corte mucho más plano, con menos grietas, la apreciación física de la lima es lisa sin ángulos de corte con estrías en su superficie.

VIII. Discusión

Las limas de níquel titanio son fabricadas en distintos tipos de presentaciones, si bien es cierto que existen diferencias en el desgaste de este instrumento que ocurrirán según sea el tipo de lima que se usa, es innegable la existencia de distintas bondades como son una alta flexión y mayor capacidad de corte, las cuales tendrán repercusiones positivas en el tratamiento que nos permitirán tener un mayor porcentaje de éxito y por tanto un resultado predecible a futuro de ese tratamiento (Bulem, 2013).

En el presente estudio se usaron dos sistemas rotatorios de Níquel Titanio que son usados en la práctica de endodoncia habitual y que presentan resultados positivos y predecibles. Cabe mencionar que no son perfectas y que las limas rotatorias de Níquel Titanio tienen una tendencia alta a la fractura, aún mayor que en instrumentos manuales del mismo tipo (De-Deus, 2017).

Siendo la instrumentación de conductos radiculares un paso clave para el pronóstico final del tratamiento, ya que tiene repercusiones directas positivas o negativas en la limpieza y obturación del sistema de conductos radiculares (Ramírez-Salomón, 2009). En este trabajo solamente un operador fue quien manipuló todas las limas rotatorias.

Existen otros factores que contribuyen a la fatiga cíclica de un instrumento y por tanto a su fractura, como lo son la conicidad y el calibre (Ioanna, 2011). En el presente estudio todos los sistemas rotatorios fueron usados en el mismo calibre y misma conicidad que fueron 25.06 respectivamente, que es un calibre y una conicidad que tiene un porcentaje más alto para la fractura.

Las limas Af blue no tienen una cantidad considerable de estudios de respaldo en el que se compare este sistema rotatorio con otros pero en este estudio registraron mayor tiempo hasta la fractura que las limas Protaper Next pero menor que el grupo control de limas VTaper. Esto puede tener relación con el tratamiento térmico de nueva generación que tienen las limas AF Blue, característica que el alambre M-Wire de Protaper Next no tiene.

Según Akanksha et al (2017) quienes realizaron un estudio donde protaper Next presentó un mayor tiempo hasta la fractura que otros sistemas rotatorios de M-Wire. En este estudio sólo Protaper Next cuenta con este tipo de NiTi. Según Ismaul et al (2015) quienes realizaron un estudio donde protaper Next presentó mayor tiempo hasta la fractura que sistemas rotatorios con NiTi convencional. Estos estudios refuerzan las mejoras de nuevos tipos de tratamiento sobre la superficie de los instrumentos que el M-wire.

El tamaño de fractura de un instrumento es también de vital importancia ya que a pesar de ser una dificultad en cualquier caso, entre mayor sea el tamaño de este más fácil será su remoción en la mayoría de los casos por lo que contar con el conocimiento de un promedio de medida de fractura de una lima rotatoria de NiTi tiene una gran importancia para la toma de decisiones y acciones clínicas que serán posteriores a este hecho (Bedier, 2019), en el presente estudio se observó que el grupo control de Vtaper contó con una medida de 1.4 mm menor a las limas de Af Blue de 3.5 mm, por lo que los fragmentos de este último sistema son más grandes en promedio y tendrían mayores posibilidades de extraerse o sobrepasarse .

Af blue es un sistema relativamente nuevo que pareciera que está teniendo un buen resultado, pero no tiene estudios de comparación con otros sistemas rotatorios por lo que es necesario la creación de estudios de este tipo con otros sistemas rotatorios de distintas generaciones para conocer así el verdadero nivel de eficiencia de este sistema rotatorio. Por lo que esta información es una aportación al tema que constituye una base más para futuras investigaciones.

IX. Conclusiones

El sistema de limas rotatorias de Af Blue presento un mayor tiempo hasta la fractura que el sistema de limas rotatorias de Protaper Next cuando se realizó la instrumentación dentro del conducto artificial de la platina de acero inoxidable. El instrumento que se fracturó también tuvo una mayor inclinación por Af Blue ya que tenía una mayor tamaño solamente menor al grupo control de limas VTaper, por lo que esto es bueno ya que permite la remoción o sobrepasar el instrumento que con un sistema donde el tamaño del instrumento fracturado es menor. Se demostró con las tomas del microscopio electrónico de barrido que existe una gran cantidad de desgaste, deformación superficial, pérdida de filo, presencia de grietas y microfracturas a lo largo de todo el instrumento independientemente de que sistema rotatorio se use.

X. Propuestas

Es necesario más investigación para poder profundizar más en las diferencias que existen en los nuevos sistemas rotatorios que cuentan con nuevos tipos de aleaciones y tratamientos, para posteriormente compararlos con los sistemas rotatorios más usados para poder tener así evidencia científica que nos demuestre el grado de utilidad y desgaste de un instrumento rotatorio, solo así se conseguirá una endodoncia basada en evidencia científica y no solo publicidad y suposiciones sin fundamento crítico y comprobable.

Dirección General de Bibliotecas UAO

XI. Bibliografía

AlShwaimi E (2018) Cyclic fatigue resistance of a novel rotary file manufactured using controlled memory Ni-Ti technology compared to a file made from M-wire file. *International Endodontic Journal* 51, 112-7.

Braga LC, Faria Silva AC, Buono VT, de Azevedo Bahia MG (2014) Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics* 40, 1494-7.

Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2002 Aug;28(8): 567–72.

Bhagabati N, Yadav S, Talwar S (2012) An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 38, 515-8.

Bulem ÜK, Kececi AD, Guldas HE (2013) Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *Journal of Applied Oral Science* 21, 505-10.

Capar, I. D., Arslan, H., Akcay, M., & Uysal, B. (2014). *Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex Instruments on Crack Formation in Dentin. Journal of Endodontics, 40(9), 1482–1484.*

Craig RG, McIlwain ED, Peyton FA (1968) Bending and torsion properties of endodont instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 25, 239-54.

De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT *et al.* (2017) Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *Journal of Endodontics* 43, 462-6.

Elnaghy, A. M. (2014). *Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. International Endodontic Journal*, 47(11), 1034–1039.

Elnaghy AM, Elsaka SE (2016a) Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal* 49, 1073-8.

Gambarini G, Grande NM, Plotino G *et al.* (2008a) Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics* 34, 1003-5.

Grossman LI. Endodontics 1776–1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *J Am Dent Assoc* 1976; 93: 78–87.

Hatch, S. Roberts, A. P. Joyce, R. Runner, and J. C. McPherson, *Comparative study of the variability of 0.06 tapered rotary endodontic files to current taper standards*, *Journal of Endodontics*, vol. 34, no. 4, pp. 463–465, 2008.

Ismann M. Zur Geschichte der Wurzelkanalauflösung. *Endodontie* 1996; 5: 97–112.

Jordan L, Sultan A, Vermaut P. *Microstructural and mechanical characterizations of new Ni-Ti endodontic instruments*. Schryvers N, Van Humbeeck J, editors. MATEC Web Conf. 2015; 33:03005.

Kuzekanani M. Nickel–Titanium rotary instruments: *Development of the single-file systems*. *J Int Soc Prevent Communit Dent* 2018; 8:386-90.

Shen Y, Coil JM, Zhou H, Haapasalo M. *HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties*. Int Endod J. 2013 Aug;46(8):720–9.

Leonardo Mario Roberto. *Sistemas Rotatorios en Endodoncia*. Barcelona: Artes Médicas; 2002.

Michael Hulsman. *Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means*. *Endodontic Topics* 2005, 10, 30–76.

Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. Int Endod J. 2006 Feb;39(2):119–26.

Moradas Estrada M. *Rotary instrumentation in endodontics: which kind of lime you might use*. Av. Odontoestomatol 2017; 33 (4): 151-160.

Nguyen, H. H., Fong, H., Paranjpe, A., Flake, N. M., Johnson, J. D., & Peters, O. A. (2014).

Evaluation of the Resistance to Cyclic Fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 40(8), 1190–1193.

Ounsi HF. *Evolution of Nickel-titanium Alloys in Endodontics*. *J Contemp Dent Pract*. 2017 Nov 1;18(11):1090-1096 American Association of Endodontists. Glossary of Endodontic Terms. 8th ed. 2012.

Peter Parashos MDS. *Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences*. (J Endod 2006; 32:1031–1043.

Ramírez-Salomón MA. *Frecuencia de separación y rebase del instrumento Profile*. Rev Odontol Latinoam, 2009; 1(2): 33–37.

Ray HA, Trope M. *Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration*. IntEndod J 1995; 28:12-18.

Santos L de A, Bahia MG de A, de Las Casas EB, Buono VTL. *Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files via finite element analysis*. J Endod. 2013 Nov;39(11):1444–7.

Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. *Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files*. J Endod 2000; 26:156-60.

Uygun, A. D., Kol, E., Topcu, M. K. C., Seckin, F., Ersoy, I., & Tanriver, M. (2015). *Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels*. International Endodontic Journal, 49(5), 494–499.

Yum J, Cheung GS-P, Park J-K, Hur B, Kim H-C. *Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files*. J Endod. 2011 Mar;37(3):382–6. Otsuka K, Ren X. *Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys*. Prog Mater Sci. 2005 Jul;50(5):511–678.