

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO

FACULTAD DE MEDICINA

LICENCIATURA EN ODONTOLOGÍA

Estudio comparativo de resistencia a la fractura por fatiga cíclica entre dos sistemas rotatorios de níquel titanio a diferentes angulaciones

Tesis:

**Que como parte de los requisitos para obtener el grado de
Licenciatura en Odontología**

Presenta:

Nora Elena Domínguez Guerrero

Dirigido por:

Dra. en C. Elsa Gabriela Valero Vélez

Colaborado por:

Dra. en C. Liñán Fernández María del Socorro Maribel

Centro Universitario, Querétaro, Qro.

Octubre del 2025

México.

La presente obra está bajo la licencia:
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.es>



CC BY-NC-ND 4.0 DEED

Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0 Internacional

Usted es libre de:

Compartir — copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato

La licenciatario no puede revocar estas libertades en tanto usted siga los términos de la licencia

Bajo los siguientes términos:



Atribución — Usted debe dar [crédito de manera adecuada](#), brindar un enlace a la licencia, e [indicar si se han realizado cambios](#). Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que usted o su uso tienen el apoyo de la licenciatario.



NoComercial — Usted no puede hacer uso del material con [propósitos comerciales](#).



SinDerivadas — Si [remezcla, transforma o crea a partir](#) del material, no podrá distribuir el material modificado.

No hay restricciones adicionales — No puede aplicar términos legales ni [medidas tecnológicas](#) que restrinjan legalmente a otras a hacer cualquier uso permitido por la licencia.

Avisos:

No tiene que cumplir con la licencia para elementos del material en el dominio público o cuando su uso esté permitido por una [excepción o limitación](#) aplicable.

No se dan garantías. La licencia podría no darle todos los permisos que necesita para el uso que tenga previsto. Por ejemplo, otros derechos como [publicidad, privacidad, o derechos morales](#) pueden limitar la forma en que utilice el material.

RESUMEN

Introducción: El éxito del tratamiento de conductos se basa en la eficacia con la que el operador clínico elimina las bacterias y sus productos dentro del conducto radicular. El tratamiento de conductos consiste en la preparación químico-mecánica destinada a limpiar, desinfectar, modelar y obturar el conducto radicular. Para la conformación del sistema de conductos radiculares se cuentan con diferentes instrumentos y técnicas de instrumentación, como son los instrumentos rotatorios de níquel titanio, los cuales en conjunto con los elementos químicos para la irrigación, permitirán alcanzar los objetivos de la preparación químico-mecánica. El uso de instrumentos rotatorios elaborados con níquel titanio (NiTi) ha logrado gran popularidad en los últimos años en el ámbito de la endodoncia debido a la flexibilidad y resistencia a la fractura que ofrecen en comparación con los instrumentos de acero inoxidable. La separación de instrumentos por fatiga cíclica es una de las principales complicaciones que ocurren durante la preparación del sistema de conductos, afectando el éxito y pronóstico del tratamiento endodóntico. **Objetivo:** Comparar y evaluar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica entre dos sistemas rotatorios de níquel-titanio a diferentes angulaciones (30° , 45° y 60°). **Material y métodos:** Se utilizaron 24 limas rotatorias calibre 0,25 y conicidad .06, las cuales fueron divididas en 2 grupos, 12 en el grupo de nombre Endostar E3 Azure y 12 en el grupo de nombre Fanta BLUE R3. Todas las limas fueron evaluadas en un bloque de metal confeccionado con ranuras simulando la curvatura del conducto radicular con 3 angulaciones diferentes 30° , 45° y 60° . Se utilizaron 4 limas de cada grupo para una angulación diferente. Se evaluó en segundos el tiempo de fractura de la lima y en milímetros el tamaño de la lima fracturada. **Resultados:** El sistema Endostar E3 Azure presentó mayor resistencia a la fractura cíclica que Fanta BLUE R3 a 30° y 45° , con diferencias estadísticamente significativas. No obstante, a 60° la relación se invirtió, Fanta BLUE R3 mostró mayor resistencia que Endostar E3 Azure, lo cual confirma la influencia determinante del tipo de aleación y del tratamiento térmico en el comportamiento de los instrumentos. **Conclusiones:** El sistema Endostar E3 Azure desempeña mayor resistencia a la fatiga ciclífica en curvaturas moderadas, mientras que el sistema Fanta BLUE R3 demuestra ventajas en curvaturas más severas. Esta diferencia podría atribuirse al tratamiento térmico tipo Blue, el cual confiere a los instrumentos mayor flexibilidad y capacidad de recuperación elástica, especialmente en curvaturas más pronunciadas.

ABSTRACT

Introduction:

The success of root canal treatment is based on how effectively the clinical operator eliminates bacteria and their products within the root canal. Root canal treatment consists of the chemical-mechanical preparation aimed at cleaning, disinfecting, modeling and filling the root canal. For the formation of the root canal system, there are different instruments and instrumentation techniques, such as rotary nickel titanium instruments, which, together with the chemical elements for irrigation, will allow the objectives of the chemical-mechanical preparation to be achieved.

The use of rotary instruments made of nickel titanium (NiTi) has achieved great popularity in recent years in the field of endodontics due to the flexibility and fracture resistance they offer compared to stainless steel instruments. Instrument separation due to cyclic fatigue is one of the main complications that occur during the preparation of the root canal system, affecting the success and prognosis of endodontic treatment. **Objectives:** Compare and evaluate the resistance to cyclic fatigue fracture between two rotating nickel-titanium systems at different angles (30°, 45° and 60°). **Material and methods:** 24 rotary files of 0,25 caliber and .06 taper were used, which were divided into 2 groups, 12 in the group named Endostar E3 Azure and 12 in the group named Fanta BLUE R3. All files were evaluated on a metal block made with grooves simulating the curvature of the root canal with 3 different angulations 30°, 45° and 60°. 2 files from each group were used for a different angulation. The file fracture time was evaluated in seconds and the size of the fractured file in millimeters. **Results:** The Endostar E3 Azure system showed greater resistance to cyclic fracture than Fanta BLUE R3 at 30° and 45°, with statistically significant differences. However, at 60°, the relationship was reversed: Fanta BLUE R3 showed greater resistance than Endostar E3 Azure, confirming the determining influence of alloy type and heat treatment on instrument performance. **Conclusions:** The Endostar E3 Azure system offers greater resistance to cyclic fatigue under moderate bends, while the Fanta BLUE R3 system demonstrates advantages under more severe bends. This difference could be attributed to the Blue heat treatment, which gives the instruments greater flexibility and elastic recovery capacity, especially under more pronounced bends.

DEDICATORIA

A mi mamá, por ser mi más grande ejemplo de valentía, fuerza y motivación; por ser la persona que siempre ha creído en mí, por el apoyo incondicional y por ser mis alas para soñar sin límites y mis pies para estar siempre bien plantada en la tierra.

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por darme la fortaleza, la salud y la perseverancia para llegar hasta este momento tan importante de mi vida.

A mi mamá, por su amor incondicional, su apoyo constante y su ejemplo de esfuerzo y dedicación. Gracias por ser mi guía y mi inspiración; este logro también es tuyo.

A la Universidad Autónoma de Querétaro y a la Facultad de Odontología, por brindarme la oportunidad de formarme profesionalmente, transmitiéndome conocimientos, valores y disciplina que me acompañarán a lo largo de toda mi vida.

A mis docentes, quienes compartieron generosamente su experiencia y sabiduría, motivándome a crecer tanto en lo académico como en lo personal.

A mi asesora de tesis, Dra. Elsa Gabriela Valero Vélez, por su paciencia, dedicación y orientación constante durante todo el desarrollo de este trabajo. Su apoyo fue fundamental para la realización de esta investigación. La admiraré siempre por el gran ser humano que es.

A mi compañera de clínica durante cinco años, Mariela, por su dedicación, compañerismo y apoyo constante en cada práctica clínica. Gracias por hacer que cada jornada clínica fuera una experiencia enriquecedora y memorable.

A mi mejor amiga Jany, por su amistad incondicional, por creer en mí incluso en los momentos difíciles y por acompañarme con alegría y motivación en cada paso de esta carrera.

A mis compañeros y amigos de la carrera, quienes hicieron de este recorrido una experiencia inolvidable, compartiendo aprendizajes, retos y alegrías que siempre llevaré conmigo.

Finalmente, a todas las personas que, de una u otra forma, contribuyeron a la realización de este sueño, les expreso mi más profundo agradecimiento.

ÍNDICE

	Página
Contenido	2
Resumen	3
Abstract	4
Dedicatorias	4
Agradecimientos	5
Índice	6
Índice de tablas y gráficas	7
I. Introducción	8
II. Fundamentación teórica	10
III. Planteamiento del problema	17
IV. Pregunta de investigación	18
IV.1. Justificación	18
V. Hipótesis	18
V.1. Hipótesis de trabajo	18
V.2. Hipótesis nula	18
VI. Objetivos	19
VI.1. Objetivo general	19
VI.2. Objetivo específico	19
VII. Material y métodos	19
VII.1. Diseño	19
VII.2. Población	19
VII.3. Muestra y tipo de muestra	19
VII.3.1. Criterios de inclusión	20
VII.3.2. Criterios de exclusión	20
VII.3.3. Criterios de eliminación	20
VII.3.4. Definición de variables y unidades de medida	20
VII.4. Procedimiento	21
VIII. Resultados	28
IX. Discusión	34
X. Conclusiones	36
XI. Bibliografía	38

ÍNDICE DE TABLAS Y GRÁFICAS

Tabla 1. Datos de fractura obtenidos en tiempo (segundos) y longitud de fractura (milímetros) de las limas del Sistema Endostar E3 Azure (SE) y el Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3 (SF) a 30°.

Tabla 2. Datos de fractura obtenidos en tiempo (segundos) y longitud de fractura (milímetros) de las limas del Sistema Endostar E3 Azure (SE) y el Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3 (SF) a 45°.

Tabla 3. Datos de fractura obtenidos en tiempo (segundos) y longitud de fractura (milímetros) de las limas del Sistema Endostar E3 Azure (SE) y el Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3 (SF) a 60°.

Tabla 4. Comparación del tiempo hasta la fractura cíclica del instrumento a diferentes angulaciones. Sistema A.

Tabla 5. Comparación del tiempo hasta la fractura cíclica del instrumento a diferentes angulaciones. Sistema B.

Tabla 6. Comparación de la longitud de fractura del instrumento a diferentes angulaciones. Sistema A.

Tabla 7. Comparación de la longitud de fractura del instrumento a diferentes angulaciones. Sistema B.

Gráfico 1. Comparación de tiempo de fractura a diferentes angulaciones. Sistema A.

Gráfico 2. Comparación de tiempo de fractura a diferentes angulaciones. Sistema B.

Gráfico 3. Comparación tiempo hasta la fractura entre ambos sistemas.
Angulación 30°.

Gráfico 4. Comparación tiempo hasta la fractura entre ambos sistemas.
Angulación 45°.

Gráfico 5. Comparación tiempo hasta la fractura entre ambos sistemas.
Angulación 60°.

I. Introducción

La práctica endodóntica mejora al permitir una combinación de velocidad, calidad, precisión y reducción de riesgos durante la fase crucial de la preparación quimiomecánica del conducto radicular (Gavini G et al. 2010, Yum J et al. 2011).

En 1988, Walia et al. (Walia H et al. 1988) informaron sobre las propiedades mejoradas de una aleación de níquel-titanio (NiTi) llamada nitinol para la fabricación de instrumentos endodónticos. Desde entonces, el tratamiento endodóntico se ha beneficiado del desarrollo de instrumentos rotatorios accionados por motor de NiTi, ya que su mayor conicidad permite preparaciones de conductos radiculares más sencillas y eficientes (Kazemi RB et al. 2000). Como resultado, ahora existen muchos sistemas rotatorios accionados por motor disponibles comercialmente que utilizan instrumentos de NiTi de diversos diseños y dimensiones para facilitar los procedimientos de limpieza y conformación (Xu X et al. 2006, Anderson ME et al. 2007).

El uso de instrumentos NTR mejora la tasa de éxito del tratamiento de conductos en comparación con los instrumentos manuales de acero inoxidable (Cheung GSP et al. 2009).

Las aleaciones de níquel-titanio tienen una composición aproximada de 55 % de níquel y 45 % de titanio, y se basan en el compuesto intermetálico NiTi (Brantley WA, 2001).

A pesar de las mejoras, la separación de los instrumentos sigue siendo una preocupación importante al utilizar limas rotatorias de NiTi (Wolcott S et al. 2006, Iqbal MK et al. 2006).

Se ha informado que la falla por fatiga cíclica ocurre inesperadamente sin ningún signo de deformación permanente previa (Shen Y et al. 2007, Wei X et al. 2007). Esto se debe a los ciclos alternos de tensión/compresión a los que se someten los instrumentos cuando se flexionan en la región de máxima curvatura del conducto (Gambarini G. 2001, Ray JJ et al. 2007).

Los instrumentos rotatorios de níquel-titanio (NiTi) se han utilizado ampliamente para la preparación de conductos radiculares. Sin embargo, a pesar de sus numerosas ventajas, estos instrumentos presentan riesgo de fractura durante su uso en conductos curvos, lo que podría comprometer el pronóstico del tratamiento de conductos (Ankrum MT et al. 2004).

Se han investigado numerosas variables, como la velocidad de operación (Kitchens GG Jr et al. 2007), los efectos de la acción del irrigante (Peters OA et al. 2007), los tratamientos superficiales del metal (Bui TB et al. 2008) y la caracterización metalúrgica de las aleaciones de NiTi (Ounsi HF et al. 2008), que podrían influir en la resistencia a la fatiga de las limas rotatorias de NiTi. Sin embargo, hasta la fecha no se han desarrollado métodos científicos que evalúen la vida útil de los

instrumentos rotatorios de NiTi. Además, la Organización Internacional de Normalización (ISO) no ha aprobado protocolos de prueba para establecer estándares mínimos de resistencia a la fatiga cíclica de un instrumento.

La mejora del proceso de fabricación o el uso de materiales con propiedades mecánicas superiores podría aumentar la resistencia de los instrumentos a las fallas (Gambarini G et al. 2008).

Se han propuesto diferentes aleaciones y diseños de sección transversal para aumentar la flexibilidad y la resistencia a la fractura por fatiga de los instrumentos endodónticos (Pérez-Higueras JJ et al. 2013, Lopes HP et al. 2013).

Muchas variables pueden contribuir a la separación de las limas; pero las dos causas principales son la fatiga cíclica y la fatiga torsional. Aunque ambos modos de fallo probablemente ocurren simultáneamente en una situación clínica (Yum J et al. 2011), estudios han demostrado que la fatiga cíclica es la principal causa de separación de las limas. Esta representó entre el 50 % y el 90 % de los fallos mecánicos (Li UM et al. 2002, Parashos P et al. 2004).

La fatiga cíclica se desarrolla cuando el instrumento gira libremente en un canal curvo, lo que provoca ciclos de tensión y compresión hasta que el instrumento alcanza su límite de flexión y se fractura (Pruett et al. 1997, Zelada et al. 2002, Lopes et al. 2009).

La mayor preocupación con los instrumentos rotatorios es la fractura inesperada de los mismos. Las fracturas en los instrumentos rotatorios pueden ocurrir de dos maneras:

Fractura torsional: ocurre cuando la punta del instrumento o cualquier parte del instrumento se prende en el conducto radicular, mientras su eje continua en rotación (Sattapan B et al. 2000, Hülsmann M et al. 2005, Zelada G et al. 2002).

Fractura por flexión: el instrumento gira libremente en un conducto acentuadamente curvo, pero en la misma longitud de trabajo, de esta manera, en la curva el instrumento se dobla y ocurre la fractura. Así en curvas muy pronunciadas estos instrumentos deben evitarse para reducir la fractura (Pruett JP et al. 1997, Parashos P et al. 2006, Peters OA, 2004, Daugherty DW et al. 2001).

II. Fundamentación teórica

La Endodoncia es una especialidad de la Odontología, reconocida como tal por la Asociación Dental Americana en 1963, que estudia la estructura, morfología y fisiología de las cavidades dentarias coronal y radicular, que contienen la pulpa dental y, a su vez, trata las afecciones del complejo dentinopulpar y de la región periapical. (Rodríguez-Niklitschek, 2014).

En 1729, Pierre Fauchard, conocido como el padre de la odontología moderna, escribió su libro "El dentista cirujano". En este libro, describió no solo las cavidades pulpares y los conductos radiculares, sino también la práctica de abrir los dientes para aliviar abscesos y evacuar pus. (Cruse et al. 1980)

Hasta el siglo XIX, el tratamiento de conductos consistía únicamente en el desbridado, cauterización y medicación de la cavidad pulpar (Hülsmann M et al. 1997, Hargreaves KM, 2011). En el año 1974, Schilder (Schilder H, 1974) introdujo el concepto de limpieza y desinfección del sistema de conductos, cuyo principal objetivo es la preparación mecánica y la desinfección química del sistema de conductos radiculares para posteriormente realizar un sellado tridimensional del mismo (Schilder H, 1974, Peters OA et al. 2010, Tomson PL, 2016).

Si bien existían diversas modalidades de tratamiento endodóncico a finales del siglo XVIII y principios del siglo XIX, un avance importante se produjo en 1838 cuando Edwin Maynard creó el primer instrumento diseñado específicamente para endodoncia. Diseñó este instrumento modificando un resorte de reloj (Cruse et al. 1980, Castellucci, 2004).

La introducción, por Civjan y cols. (Civjan S et al. 1975) en el año 1975, del primer instrumento endodóncico fabricado con la aleación de níquel-titanio (NiTi) supuso un gran avance en el campo de la endodoncia.

Fue con la introducción de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio y sus diferentes diseños que la instrumentación de los conductos radiculares especialmente aquellos estrechos y curvos se vuelve de cierta forma un procedimiento menos agotador y estresante para el operador (Villena H, 2001).

Estas aleaciones exhiben propiedades únicas, como superelasticidad y memoria de forma, que les confieren una flexibilidad significativamente superior a la del acero inoxidable, permitiendo mantener la curvatura original del conducto y reducir el riesgo de transporte, zipping o perforación (Walia, Brantley, & Gerstein, 1988).

Las fases microestructurales en las que se puede encontrar la aleación de NiTi son la fase austenítica, la fase pre-martensítica y la fase martensítica (Thompson SA. 2000, Shen Y et al. 2013). Es importante entenderlas puesto que la aleación de NiTi tendrá diferentes propiedades mecánicas en función de la fase cristalográfica en la que se encuentre (Zhou H et al. 2013, Brantley W et al. 2002, Yahata Y et al. 2009).

Fase austenítica

Es la fase más dura y resistente y se caracteriza por tener un comportamiento elástico, es decir, tras ceder la fuerza que provoca la deformación, el material recupera su disposición inicial. La aleación de NiTi se encuentra en esta fase a temperatura ambiente y corporal (Shen Y et al. 2013, Yahata Y et al. 2009). Clínicamente, los instrumentos en fase austenítica son eficientes para instrumentar conductos rectos, proporcionando un corte efectivo y manteniendo la forma original del instrumento. Sin embargo, su rigidez puede aumentar la tensión en curvas severas, elevando el riesgo de fractura por fatiga (Bürklein et al., 2013; Peters, 2004).

Fase martensítica

La aleación de NiTi está en esta fase a baja temperatura (Shen Y et al. 2013, Zhou H et al. 2012). La fase martensítica es fácilmente deformable y flexible y se caracteriza por tener un comportamiento plástico, es decir, tras el cese de la fuerza que provoca la deformación, la aleación mantiene dicha deformación. (Zhou H et al. 2012, Shen Y et al. 2012, Shen Y et al. 2011, Gao Y et al. 2012, Hieawy A et al. 2015, Zupanc et al. 2018). Los instrumentos NiTi en fase martensítica se adaptan mejor a conductos curvos, distribuyendo las tensiones de manera más uniforme y reduciendo la acumulación de daño por fatiga cíclica (Plotino et al., 2017).

Fase pre-martensítica

La fase pre-martensítica o fase R, es una fase intermedia que aparece antes de la transformación martensítica, debido al estrés que se produce durante esta transformación. La fase R es habitual encontrarla en los instrumentos de NiTi sometidos a tratamientos termomecánicos (Pérez-Higueras JJ et al. 2013, Honarvar M et al. 2015). La fase R contribuye a la recuperación elástica del instrumento y aumenta la resistencia a la fatiga cíclica, lo que mejora la seguridad clínica en instrumentación mecanizada (Bürklein et al., 2013; Haikel, Serfaty, & Allemann, 1999).

La deformación plástica se refiere a un cambio permanente en la forma de un material cuando se le aplica una tensión que supera su límite elástico. A diferencia de la deformación elástica, que es reversible, la deformación plástica no desaparece cuando se retira la carga (Gambarini et al., 2011).

La aleación de NiTi es capaz de pasar de una fase microestructural a otra distinta si se somete a estrés mecánico o a un cambio de temperatura. La transición entre sus fases microestructurales es lo que confiere sus dos propiedades mecánicas más características que son la súperelasticidad y la memoria de forma (Peters OA et al. 2010, Thompson SA, 2010).

La superelasticidad es una propiedad mecánica característica de los instrumentos de NiTi que les permite soportar grandes deformaciones bajo tensión y recuperar

su forma original al liberar la carga, sin sufrir deformación plástica permanente. Esta propiedad es una consecuencia directa de la transformación reversible entre la fase austenítica y la martensítica inducida por estrés (Bürklein, Schäfer, & Dammaschke, 2013; Peters, 2004). Para utilizar el comportamiento superelástico, los fabricantes dejan las limas de NiTi en su fase de austenita a la temperatura corporal (Thompson SA, 2010, Zhou H et al. 2013, Pereira ESJ et al. 2012).

A pesar de todas las mejoras introducidas en los últimos años en los sistemas rotatorios (Ullmann C et al. 2005, Gambarini G, 2001) durante la práctica diaria de la endodoncia, pueden seguir apareciendo complicaciones no deseadas como son las fracturas de los sistemas rotatorios dentro de los conductos (Parashos P et al. 2006, Madarati AA, 2019, Bergmans L et al. 2001). Estas complicaciones dificultan y empeoran el pronóstico del tratamiento (Spili P et al. 2005), haciendo necesario, en algunos casos, una cirugía endodóncica o incluso la extracción de la pieza (Parashos P et al. 2006, Cheung GSP, 2009). Por tanto, es importante seguir realizando investigaciones para ayudar a comprender la fractura de estos instrumentos y poder prevenirlas en lugar de tratarlas.

Los sistemas rotativos de NiTi, durante la instrumentación están sujetos a dos tipos diferentes de tensiones, la torsional y la cíclica, lo que provoca que se fatiguen y puedan fracturarse. Según su mecanismo de producción se clasifican en fracturas por fatiga cíclica y en fracturas por torsión siendo la primera, la más frecuente (Parashos P et al. 2006, Wei X et al. 2007, Kosti E et al. 2011).

Dentro de las fracturas de los sistemas rotatorios, la mayoría de las limas se fracturan por fatiga cíclica (Parashos P et al. 2006, Wei X, 2007, Rodrigues RCV et al. 2011, Kosti E et al. 2011) con un porcentaje de aproximadamente un 88% y el otro 12% se fractura por torsión (Parashos P et al. 2006, Wei X, 2007).

La torsión se define como “la acción y efecto de torcer o torcerse algo en forma helicoidal” (Real Academia Española, 2020). La fractura por torsión ocurre cuando la punta del instrumento queda bloqueada dentro del conducto radicular mientras el resto del instrumento continúa girando. Este fenómeno genera tensiones que exceden el límite elástico del material, provocando la separación súbita del instrumento (Sattapan, Nervo, Palamara, & Messer, 2000). Durante la instrumentación, si la lima queda trabada dentro del conducto y no la sacamos, aparecen las tres etapas del comportamiento físico del metal. Primero se excede el límite elástico del metal, luego la lima sufre una deformación plástica y, por último, se produce la fractura (Berutti E, 2003).

Dentro de los factores que van a influir para que se produzcan fracturas por torsión encontramos: ejercer demasiada fuerza apical durante la instrumentación; utilizar sistemas rotatorios sin realizar una preinstrumentación del conducto; los instrumentos con una menor sección transversal, menor diámetro y poca conicidad (Kosti E et al. 2011, Ninan E et al. 2013, Alfawaz H et al. 2018).

Según la Real Academia Española (Real Academia Española, 2020) la fatiga es “la pérdida de la resistencia mecánica de un material, al ser sometido largamente a esfuerzos repetidos”. La fatiga cíclica o fatiga por flexión se define mecánicamente como la deformación de un sólido sometido a fuerzas transversales de una manera repetida (Cheung GSP, 2009).

La fractura por fatiga cíclica se produce cuando el instrumento rota libremente dentro de un conducto curvo, sometiéndose de manera repetida a tensiones alternantes de tracción y compresión en la zona de máxima flexión. Este proceso de acumulación de daño microestructural conduce a la fractura sin previo aviso ni signos clínicos visibles (Pruett, Clement, & Carnes, 1997; Peters, 2004).

En cada rotación del instrumento en el interior de un conducto curvo se dará un ciclo completo de tensión-compresión. Este esfuerzo repetido durante muchos ciclos acaba por fatigar la aleación produciéndose grietas que finalmente producirán una fractura dúctil, sin signos previos visibles de deformación plástica (Pruett JP et al. 1997, Rodrigues RCV et al. 2011, Plotino G et al. 2009).

El mecanismo por el cual se produce una fractura por fatiga cíclica se puede dividir en dos etapas. Una etapa de iniciación de grietas, en la que se forman micro grietas, que comienzan a crecer a lo largo de planos cristalográficos de la lima, seguida de una etapa en la que la grieta continúa extendiéndose o propagándose hasta que se termina fracturando (Cheung GSP, 2009, Li U et al. 2002).

Uno de los factores que más influye en la fractura de los sistemas rotatoritos es la anatomía del conducto radicular que estamos conformando. La anatomía de un conducto viene determinada por su ángulo y radio de curvatura. Durante la instrumentación las limas endodóncicas se someten a una mayor carga cíclica de flexión, y se desgastarán más cuanto mayor sea la curvatura de los conductos radiculares. El riesgo de que se produzca una fractura aumenta cuanto más compleja sea la anatomía del conducto, es decir, cuanto mayor sea la curvatura (Pruett JP et al. 1997, Wu J et al. 2011).

Los factores intrínsecos de los sistemas rotatorios que influyen en la fractura son su diseño, el proceso de fabricación y la aleación de NiTi (McGuigan MB et al. 2013, Viana ACD et al. 2010, Berutti E et al. 2003, Yao JH et al. 2006). Al aumentar el área de la sección transversal, aumentará el diámetro y la conicidad, serán más rígidas, menos flexibles; y disminuirá la resistencia a la fatiga cíclica, pues estas limas acumulan mayor estrés debido a que tendrán mayor superficie de contacto con las paredes del conducto (Rodrigues RCV et al. 2011, Kim H-C et al. 2010, Gambarini G, 2001, Wu J et al. 2011).

Los sistemas mecanizados de NiTi se diseñaron inicialmente para trabajar en rotación continua, ofreciendo mayor eficiencia en la conformación del conducto y reducción del tiempo operatorio en comparación con la instrumentación manual (Peters, 2004). No obstante, la rotación continua también se asocia con un

incremento en el riesgo de fractura por fatiga cíclica y por torsión, especialmente en conductos curvos o estrechos (Sattapan et al., 2000; Parashos & Messer, 2006).

Otro avance importante ha sido la introducción de la cinemática reciproante, que reduce la acumulación de tensiones y aumenta la durabilidad del instrumento. Estudios han demostrado que los sistemas reciproantes prolongan significativamente el número de ciclos hasta la fractura (NCF), disminuyendo la probabilidad de separación en comparación con los sistemas de rotación continua (De-Deus et al., 2010).

El movimiento recíproco aumenta la resistencia a la fractura por fatiga cíclica en comparación con la rotación continua (Pérez-Higueras JJ et al. 2013, Pedullà E et al. 2013, De-Deus G et al. 2010, Ahn S-Y et al. 2016, Castelló-Escrivá R et al. 2012). Esto se debe a que la rotación en sentido antihorario del movimiento recíproco disminuye la tensión de torsión ejercida sobre la lima durante el procedimiento de corte (Pedullà E et al. 2013, De-Deus G et al. 2010, Ahn S-Y et al. 2016).

Para algunos autores la velocidad de rotación influye en la fractura, observando que cuanto mayor es la velocidad de rotación, menos tiempo transcurre hasta la fractura. Esto es debido a que a mayor velocidad de rotación, mayor es el roce del instrumento con las paredes del conducto (Zelada G et al. 2002, Kitchens GG et al. 2007, Lopes HP et al. 2010, Li U et al. 2002, De-Deus G et al. 2010). Los fabricantes recomiendan un número de revoluciones por minuto (rpm) para el uso seguro de los instrumentos rotatorios de NiTi, que habitualmente oscila entre 250-600 rpm (McGuigan MB et al. 2013).

El torque es la fuerza de rotación aplicada a un instrumento alrededor de su eje longitudinal durante la instrumentación endodóntica. Este parámetro es fundamental en la endodoncia mecanizada, ya que regula la interacción entre el instrumento y la dentina del conducto, determinando tanto la eficacia de corte como la seguridad del procedimiento (Haikel, Serfaty, & Allemand, 1999).

El número de usos de un instrumento de níquel-titanio (NiTi) tiene un impacto directo sobre su resistencia a la fractura, tanto por torsión como por fatiga cíclica. Las limas nuevas presentan la máxima integridad estructural y pueden soportar mayores tensiones antes de alcanzar su límite elástico. Por el contrario, las limas que han sido utilizadas repetidamente acumulan microdefectos y microfracturas que comprometen su resistencia mecánica (Pruett, Clement, & Carnes, 1997; Plotino et al., 2017).

Las pruebas de fatiga cíclica consisten en someter a la lima a una curvatura, con un ángulo y radio determinado, haciéndola rotar a una determinada velocidad hasta que se fractura (Pruett JP et al. 1997).

Para simular la curvatura del conducto radicular podemos encontrar cinco métodos según utilicemos: tubos cilíndricos de vidrio o metal, sistemas con planos inclinados, sistemas con bloques y varillas ranuras, sistemas de apoyos puntuales con 2 o 3 puntos de apoyo y conductos metálicos insertados en bloques de metacrilato o metal, y en modelos de dientes en 3D (Pruett JP et al. 1997, Plotino G et al. 2009, Cheung GSP et al. 2007).

Según la dinámica de la lima durante el test podemos encontrar:

1. Pruebas estáticas. La lima gira en un conducto artificial a una longitud fija sin movimiento axial. La tensión de compresión y tracción que sufre la lima se concentra en la misma zona de la lima durante toda la prueba. Como las limas no entran y salen dentro del conductos durante la prueba, este método puede no ser efectivo para simular un entorno clínico (Keleş A et al. 2019).
2. Pruebas dinámicas. La lima varía su posición dentro del conducto artificial durante la prueba, realizando un movimiento axial de entrada y salida dentro del conducto artificial, para asemejar el uso clínico durante la endodoncia. La zona donde la lima sufre la tensión se distribuye en un área más amplia a lo largo de su eje. Sin embargo, la única información que puede proporcionar al clínico es el tiempo que una lima resiste en un conducto en las condiciones de la prueba, pero estas condiciones no son similares a una situación clínica real (Rodrigues RCV et al. 2011, Lopes HP et al. 2010, Li U et al. 2002, Keleş A et al. 2019).

Gutmann (Gutmann JL, 1992) consideró el éxito de la endodoncia cuando en la evaluación clínica no hay sensibilidad a la percusión ni a la palpación ni otras molestias, la movilidad es fisiológica, no existen fistulas ni signos de inflamación, la función del diente es normal y en la evaluación radiográfica el ligamento periodontal se observa normal habiendo desaparecido la patología periapical previa. Varios autores (Schilder H. 1974, Chen S et al. 2007) observaron que el éxito de la endodoncia depende de una correcta preparación mecánica y desinfección química del conducto, de un sellado tridimensional y hermético de los conductos, y de una correcta restauración coronal con un buen ajuste que evite la aparición de filtraciones.

Los conductos radiculares presentan variaciones anatómicas que representan un reto clínico para el endodoncista. La curvatura de los conductos, descrita por Schneider (Schneider, 1971), puede clasificarse en ligera, moderada o severa según el ángulo que forme. A mayor curvatura, mayor dificultad técnica, incremento del riesgo de transporte del conducto y mayor probabilidad de fractura de los instrumentos rotatorios.

Según Ingle y Levine, “El objetivo principal de la endodoncia operatoria debe ser el desarrollo de un sellado hermético en el foramen apical y la obliteración total del espacio del conducto radicular”. (Ingle et al. 1958). Por lo tanto, cuanto más estrecha sea la relación entre el conducto radicular preparado y el material de obturación, mejor.

La anatomía del sistema de conductos radiculares es altamente variable y representa un reto constante para el éxito del tratamiento endodóntico. Vertucci (1984) describió múltiples configuraciones internas que incluyen curvaturas simples y dobles, ramificaciones y la presencia de istmos, lo que refleja la complejidad de la morfología radicular. Esta variabilidad es especialmente crítica en los molares, donde las raíces mesiovestibulares de los superiores y las raíces mesiales de los molares inferiores presentan con frecuencia conductos curvos y estrechos, considerados de mayor riesgo durante la instrumentación (Weine et al., 1969; Cleghorn, Christie, & Dong, 2006).

Desde un punto de vista biomecánico, la curvatura del conducto determina el tipo de tensiones a las que se somete un instrumento rotatorio. Schneider (1971) propuso un método para medir el ángulo de curvatura, mientras que Pruett, Clement y Carnes (1997) señalaron la importancia de considerar tanto el ángulo como el radio de curvatura, ya que un radio pequeño incrementa significativamente las tensiones alternantes de tracción y compresión. Esta condición favorece la aparición de fatiga cíclica y aumenta la probabilidad de fractura del instrumento (Peters, 2004).

La curvatura de los conductos radiculares es un factor determinante en la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios. Schneider (1971) fue uno de los primeros en proponer un método radiográfico para cuantificar la curvatura, midiendo el ángulo formado entre el eje longitudinal del conducto y la línea que representa la porción apical. Sin embargo, este método no considera la longitud sobre la cual ocurre la desviación, lo que limita su capacidad para describir la severidad real de la curva.

Posteriormente, Pruett, Clement y Carnes (1997) complementaron esta evaluación al introducir la medición del radio de curvatura, permitiendo una descripción más precisa de la dificultad clínica. De acuerdo con sus hallazgos, un conducto con igual ángulo pero con un radio más corto impone mayores tensiones de flexión sobre el instrumento, reduciendo significativamente el número de ciclos hasta la fractura (NCF). En consecuencia, tanto el ángulo como el radio deben considerarse de manera conjunta para predecir el comportamiento mecánico de los sistemas rotatorios en conductos curvos.

Diversos estudios experimentales han demostrado que la resistencia a la fatiga cíclica disminuye conforme aumenta el ángulo de curvatura y se reduce el radio, lo que incrementa el riesgo de fractura (Pruett et al., 1997; Peters, 2004). Por ello, resulta pertinente modelar los ensayos de laboratorio utilizando diferentes angulaciones —por ejemplo, 20°, 35° y 45°—, de manera que se puedan comparar los sistemas de níquel-titanio bajo condiciones que simulen curvas leves, moderadas y severas, aportando información clínica aplicable al manejo de conductos complejos.

III. Planteamiento del problema

El tratamiento de conductos consiste en la eliminación químico-mecánica de tejido pulpar a través de toda la extensión de los conductos radiculares utilizando instrumentos endodónticos y desinfección química mediante soluciones irrigantes, seguida de la obturación tridimensional de los conductos con un material biocompatible con el objetivo de preservar órganos dentales dañados, evitando así su perdida.

Las curvaturas y las complejas variaciones anatómicas internas del sistema de conductos radiculares pueden plantear un alto grado de dificultad para alcanzar los objetivos endodónticos.

Una de las principales complicaciones y preocupaciones que ocurren durante el tratamiento de conductos es la separación de instrumentos, que en la mayoría de los casos se debe al uso incorrecto o excesivo de estos.

El uso de instrumentos rotatorios de níquel titanio (NiTi) se ha desarrollado para simplificar y mejorar la eficacia del modelado radicular, además de minimizar errores de rebordes y transporte.

Los instrumentos rotatorios a base de níquel titanio pueden ser sometidos a una tensión mayor que los instrumentos de acero inoxidable ofreciendo mayor flexibilidad y resistencia a la fractura. Sin embargo, durante la preparación del sistema de conductos radiculares puede ocurrir fractura de los instrumentos por fatiga cíclica disminuyendo el pronóstico del tratamiento.

Es relevante el conocimiento con el que debe contar el operador clínico sobre el instrumental con el que trabaja, de manera que esto influya sobre la decisión consciente de usar los instrumentos un número específico de veces o hasta que aparezcan defectos evidentes en los mismos.

IV. Pregunta de investigación

¿Qué lima del sistema rotatorio de aleación níquel titanio presenta mayor resistencia a la fractura al ser sometida a fatiga cíclica a diferentes angulaciones?

IV.1. Justificación

La historia de la endodoncia ha estado marcada por la búsqueda de procedimientos más rápidos, seguros y eficientes que garanticen el éxito del tratamiento, basándose en dos objetivos pilares, como son la conformación del conducto y la desinfección del mismo.

Se han desarrollado una gran diversidad de sistemas rotarios. Le denominamos instrumentación rotatoria por el tipo de conformación que se realiza con instrumentos capaces de rotar 360° dentro del conducto radicular. Se pretende que los sistemas rotatorios logren la limpieza y desinfección de los restos tisulares necróticos, tanto de tejido pulpar como de paredes dentinarias; la conformación de las paredes cavitarias intrarradiculares y el tratamiento con alta tasa de éxito y predictibilidad ante conductos rectos, curvos, semicalcificados o retratamientos endodónticos.

Durante la conformación del conducto pueden ocurrir accidentes inesperados como es la separación de instrumentos, que en muchos casos sucede sin deformación permanente previa visible. Dicha situación condiciona la tasa de éxito del tratamiento de conductos.

Recientemente, una nueva aleación metálica constituida por níquel titanio (Ni-Ti) ofrece excelentes propiedades de flexibilidad, resistencia a la torsión y memoria en cuanto a su forma. Las casas comerciales promocionan sus instrumentos de acuerdo a las ventajas que ofrece el fabricante. Algunos de los nuevos sistemas que han aparecido en el mercado son sistemas rotatorios que ofrecen mayor flexibilidad y resistencia a la fractura cíclica, como son el Sistema Endostar E3 Azure y el Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3.

El objetivo del presente proyecto de investigación es conocer cuál de estos dos sistemas rotatorios presenta mayor resistencia a la fractura al ser sometidos a fatiga cíclica a diferentes angulaciones, conocer el tiempo promedio en el que ocurre la fractura del instrumento y de igual forma conocer si los instrumentos de reciente introducción en el mercado presentan algún tipo de imperfecciones que condicione la fractura del mismo.

V. Hipótesis

V.1. Hipótesis de trabajo

Hi: El Sistema Endostar E3 Azure presenta menor resistencia a la fractura que el Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3 después de ser sometido a ciclos rotatorios repetidos para producir la fractura del instrumento.

V.2. Hipótesis nula

Ho: El Sistema Endostar E3 Azure presenta mayor resistencia a la fractura que el sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3 después de ser sometido a ciclos rotatorios repetidos para producir la fractura del instrumento.

VI. Objetivos

VI.1. Objetivo general

Comparar y determinar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica entre dos sistemas rotatorios de níquel-titanio a diferentes angulaciones.

VI.2. Objetivo específico

1. Determinar la resistencia a la fractura del Sistema Endostar E3 Azure.
2. Determinar la resistencia a la fractura del Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3.
3. Identificar la resistencia a la fractura del Sistema Endostar E3 Azure al ser sometido a ciclos rotatorios repetidos en una angulación de 30°
4. Identificar la resistencia a la fractura del Sistema Endostar E3 Azure al ser sometido a ciclos rotatorios repetidos en una angulación de 45°
5. Identificar la resistencia a la fractura del Sistema Endostar E3 Azure al ser sometido a ciclos rotatorios repetidos a una angulación de 60°
6. Identificar la resistencia a la fractura del Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3 al ser sometido a ciclos rotatorios repetidos a una angulación de 30°
7. Identificar la resistencia a la fractura del Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3 al ser sometido a ciclos rotatorios repetidos a una angulación de 45°
8. Identificar la resistencia a la fractura del Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3 al ser sometido a ciclos rotatorios repetidos a una angulación de 60°
9. Identificar cuál de los 2 sistemas rotatorios presenta mayor resistencia a la fractura a ciclos rotatorios repetidos en una angulación de 30°
10. Identificar cuál de los 2 sistemas rotatorios presenta mayor resistencia a la fractura a ciclos rotatorios repetidos en una angulación de 45°
11. Identificar cuál de los 2 sistemas rotatorios presenta mayor resistencia a la fractura a ciclos rotatorios repetidos en una angulación de 60°

VII. Material y métodos

VII.1. Diseño

Comparativo, descriptivo, analítico, transversal prospectivo y experimental.

VII.2. Población

Limas rotatorias de níquel titanio de aleación blue.

VII.3. Muestra y tipo de muestra

24 limas rotatorias divididas en dos grupos que serán sometidas a fatiga cíclica a 30°, 45° y 60°.

- 12 limas rojas de diámetro 0,25, conicidad .06 del Sistema Endostar E3 Azure
- 12 limas rojas de diámetro 0,25, conicidad .06 del Sistema Fanta Blue R3

VII.3.1. Criterios de inclusión

Limas rotatorias calibre .25/.06 nuevas, extraídas de paquete del Sistema Endostar E3 Azure

- Limas rotatorias calibre .25/.06 nuevas, extraídas de paquete del Sistema Fanta Blue R3

VII.3.2. Criterios de exclusión

Se eliminarán todas aquellas limas que tengan defecto de fabricación

VII.3.3. Criterios de eliminación

Se eliminarán todas aquellas limas que sufran una deformación durante su manipulación, excluyendo la fractura cíclica.

VII.3.4. Definición de variables y unidades de medida

INDEPENDIENTE

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidades de medida
Sistema Endostar E3 Azure	Instrumento rotatorio de NiTi creado con Azure HT Technology con el objetivo de crear limas extremadamente flexibles y resistentes a la rotura. Su diseño permite que puedan seguir fácilmente la vía más curvada del conducto, con un riesgo mínimo de perforación, saliente o vías falsas. El sistema brinda flexibilidad y resistencia a las fuerzas de torsión en comparación con el instrumental rotatorio estándar.	Instrumento rotatorio sometido a fuerzas en presencia de curvatura para medir el tiempo que se transurre en fracturarse.	Cualitativa	Nominal	No presenta
Sistema Fanta Blue R3	Son limas de níquel-titanio con una aleación R wire tech que permite una alta flexibilidad, con diseño especial que brinda gran resistencia a la fatiga cíclica, eficacia de corte y excelente adaptación a canales curvos.	Instrumento rotatorio sometido a fuerzas en presencia de curvatura para medir el tiempo que se transurre	Cualitativa	Nominal	No presenta

		en fracturarse.			
--	--	--------------------	--	--	--

DEPENDIENTE

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidades 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
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

VII.4. Procedimiento

La fase experimental del estudio se dividió en:

FASE I: Confección de bloque de metal que simule la curvatura de los conductos

FASE II: Selección de dos sistemas rotatorios que compartan el mismo calibre y conicidad

FASE III: Prueba de resistencia a la fatiga cíclica

FASE IV: Análisis estadístico de los datos obtenidos

FASE I

Fabricación de un bloque de metal con ranuras simulando la curvatura del conducto radicular con 3 angulaciones diferentes 30°, 45° y 60°. Cada conducto se confeccionará con una longitud de 16 mm, un espesor de 5 mm y un ancho de 2 mm. Las angulaciones de las curvaturas se determinaron de acuerdo a los parámetros establecidos por Schneider para simular curvas severas (Schneider 1971). (Fig 1).



Fig 1. Matriz metálica de acero inoxidable (conductos de 30°, 45° y 60°) y con tapa de cristal que permite la visibilidad del instrumento durante la prueba.

FASE II

Selección de limas. Se seleccionaron 4 limas del sistema rotatorio Fanta Blue R3 (un total de 12 limas) para emplearlo en las diferentes angulaciones. Se seleccionaron 4 limas del sistema Endostar E3 Azure HT (un total de 12 limas) para emplearlo en las diferentes angulaciones. (Fig 2).



Fig 2. Sistemas rotatorios empleados

La selección se realizó tomando en cuenta las características similares entre cada una de los instrumentos para hacer una comparación entre ellas con la finalidad de equiparar diámetros, conicidad y taper. De cada una de estas se seleccionaron 2 limas similares para realizar la misma prueba en cada angulación. La selección fue de la siguiente manera:

SISTEMA ENDOSTAR E3 AZURE HT

- Lima Roja (0,25/.06)

SISTEMA FANTA MECANIZADO RECIPROCANTE BLUE R3

- Lima R3 (0,25/.06)

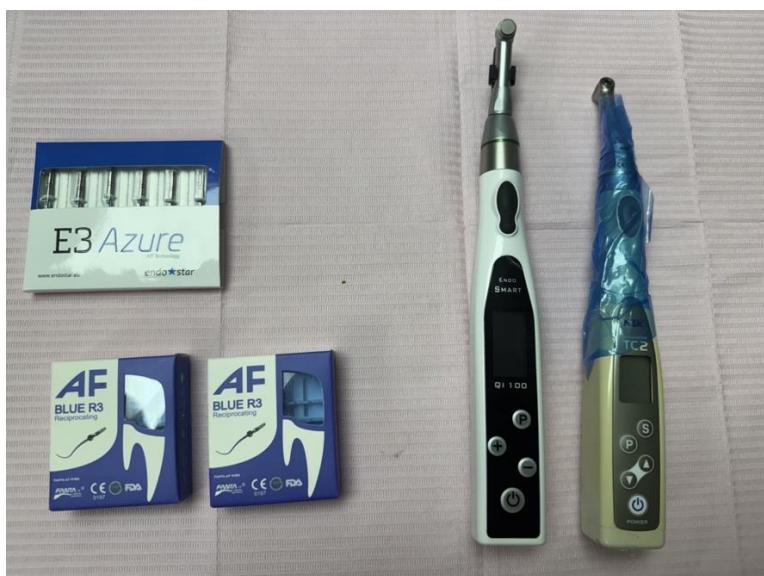


Fig 3. Selección de limas.

FASE III

Prueba de resistencia a la fatiga cíclica. En esta fase se accionaron los instrumentos rotatorios dentro de los conductos artificiales en el bloque de ranuras en la curvatura primero de 30°, posteriormente en la de 45° y por último en la de 60°, respectivamente cada uno de los sistemas Fanta y Endostar E3 Azure HT. Como longitud de trabajo se tomó la longitud total de cada instrumento siendo similar para todas las limas.

Previo a la activación de los instrumentos, el conducto artificial fue lubricado con EDTA (Fig 4), para posteriormente llevar cada instrumento hasta la longitud de trabajo. Los instrumentos se llevaron hasta longitud de trabajo y omitiendo el movimiento de picoteo para evitar agregar variables que pudieran sesgar el estudio tal y como lo indicaron Cheung et al. (2007).

Cada sistema de instrumentos rotatorios fue accionado siguiendo las indicaciones del fabricante. Se colocó el instrumento en la pieza de mano del motor endodóntico y se llevó al bloque de ranuras de manera manual. Todas las pruebas fueron realizadas por el mismo operador, siguiendo el mismo procedimiento y protocolo para cada grupo.



Fig 4. Lubricación previa del conducto con EDTA

GRUPO 1. ANGULACIÓN 30º

LIMAS R3 (0,25/.06)

Se emplearon 4 limas R3 (0,25/.06) del sistema Fanta las cuales fueron accionadas en los conductos artificiales en el bloque de ranuras en la curvatura de 30º mediante un motor reciprocatante a una velocidad de 300 RPM y torque de 2.5 N. Al momento de accionar el motor se activó el cronometro el cual se detuvo en el momento en que se produjo la fractura. Se realizo la medición del fragmento separado mediante el empleo de una regla milimétrica. (Fig 5).



Fig 5. Prueba de resistencia a la fatiga cíclica en platina de acero inoxidable en angulación 30º.

LIMAS ROJAS (0,25(.06)

Se emplearon 4 limas rojas (0,25/.06) del sistema Endostar E3 AzureHT las cuales fueron accionadas en los conductos artificiales en el bloque de ranuras en la curvatura de 30º mediante un motor ENDO-MATE® (NSK, JAPÓN) a una velocidad de 300 RPM y torque de 2 N. Al momento de accionar el motor se activó el

cronómetro el cual se detuvo en el momento en que se produjo la fractura. Se realizó la medición del fragmento separado mediante el empleo de una regla milimétrica.



Fig 6. Prueba de resistencia a la fatiga cíclica en platina de acero inoxidable en angulación 30°.

GRUPO 2. ANGULACIÓN 45°

LIMAS R3 (0,25/.06)

Se emplearon 4 limas R3 (0,25/.06) del sistema Fanta las cuales fueron accionadas en los conductos artificiales en el bloque de ranuras en la curvatura de 45° mediante un motor reciprocatante a una velocidad de 300 RPM y torque de 2.5 N. Al momento de accionar el motor se activó el cronómetro el cual se detuvo en el momento en que se produjo la fractura. Se realizó la medición del fragmento separado mediante el empleo de una regla milimétrica.



Fig 7. Prueba de resistencia a la fatiga cíclica en platina de acero inoxidable en angulación 45°.

LIMAS ROJAS (0,25(.06)

Se emplearon 4 limas rojas (0,25/.06) del sistema Endostar E3 AzureHT las cuales fueron accionadas en los conductos artificiales en el bloque de ranuras en la curvatura de 45° mediante un motor ENDO-MATE® (NSK, JAPÓN) a una velocidad de 300 RPM y torque de 2 N. Al momento de accionar el motor se activó el

cronómetro el cual se detuvo en el momento en que se produjo la fractura. Se realizó la medición del fragmento separado mediante el empleo de una regla milimétrica.



Fig 8. Prueba de resistencia a la fatiga cíclica en platina de acero inoxidable en angulación 45º.

GRUPO 3. ANGUACIÓN 60º

LIMAS R3 (0,25/.06)

Se emplearon 4 limas R3 (0,25/.06) del sistema Fanta las cuales fueron accionadas en los conductos artificiales en el bloque de ranuras en la curvatura de 60º mediante un motor reciprocatante a una velocidad de 300 RPM y torque de 2.5 N. Al momento de accionar el motor se activo el cronometro el cual se detuvo en el momento en que se produjo la fractura. Se realizo la medición del fragmento separado mediante el empleo de una regla milimétrica. (Fig 5).



Fig 9. Prueba de resistencia a la fatiga cíclica en platina de acero inoxidable en angulación 60º.

LIMAS ROJAS (0,25/.06)

Se emplearon 4 limas rojas (0,25/.06) del sistema Endostar E3 AzureHT las cuales fueron accionadas en los conductos artificiales en el bloque de ranuras en la curvatura de 60º mediante un motor ENDO-MATE® (NSK, JAPÓN) a una velocidad de 300 RPM y torque de 2 N. Al momento de accionar el motor se activó el cronómetro el cual se detuvo en el momento en que se produjo la fractura. Se realizó la medición del fragmento separado mediante el empleo de una regla milimétrica.



Figura 10. Medición de instrumentos separados.

Se emplearon 4 limas del Sistema Endostar E3 Azure (lima roja) para utilizarlas en el bloque de metal con ranuras a una angulación de 30°, 4 limas del Sistema Endostar E3 Azure (lima roja) para utilizarla a una angulación de 45° y 4 limas del Sistema Endostar E3 Azure (lima roja) para utilizarla a una angulación de 60°.

Se emplearon 4 limas del Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3 para utilizarlas en el bloque de metal con ranuras a una angulación de 30°, 4 limas del Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3 para utilizarlas en el bloque de metal con ranuras a una angulación de 45° y 4 limas del Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3 para utilizarlas en el bloque de metal con ranuras a una angulación de 60°.

FASE IV

Se calculó la cantidad de ciclos realizados por cada lima en base al tiempo transcurrido y las revoluciones por minuto. El conteo se comenzó a realizar una vez que la lima fue accionada dentro del conducto artificial y finalizó una vez que sucedió la fractura. La longitud del segmento se midió una vez que el instrumento se fracturó, mediante la ayuda de una regla milimétrica tomando como unidad de medida los milímetros (tabla 1 y 2). Se realizó el vaciado de los resultados obtenidos de cada grupo en valores cuantitativo en la hoja de recolección de datos, con ayuda del programa Excel para obtener un análisis estadístico representado en tablas y gráficas correspondientes.

VIII. Resultados

Tabla 1.

Datos de fractura obtenidos en tiempo (segundos) y longitud de fractura (milímetros) de las limas del Sistema Endostar E3 Azure (SE) y el Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3 (SF) a 30°.

INSTRUMENTACIÓN A 30°

LIMA	TIEMPO (s)	LONGITUD DE FRACTURA (mm)
SE1	100 s	6 mm
SE2	125 s	5 mm
SE3	120 s	5 mm
SE4	100 s	7 mm
SF1	46 s	6 mm
SF2	26 s	7 mm
SF3	38 s	7 mm
SF4	40 s	7 mm

Tabla 2.

Datos de fractura obtenidos en tiempo (segundos) y longitud de fractura (milímetros) de las limas del Sistema Endostar E3 Azure (SE) y el Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3 (SF) a 45°.

INSTRUMENTACIÓN A 45°

LIMA	TIEMPO (s)	LONGITUD DE FRACTURA (mm)
SE1	720 s	6 mm
SE2	730 s	6 mm
SE3	700 s	6.5 mm
SE4	700 s	6 mm
SF1	140 s	7 mm
SF2	132 s	7 mm
SF3	140 s	7 mm
SF4	131 s	7 mm

Tabla 3.

Datos de fractura obtenidos en tiempo (segundos) y longitud de fractura (milímetros) de las limas del Sistema Endostar E3 Azure (SE) y el Sistema Fanta mecanizado reciprocante BLUE R3 (SF) a 60°

INSTRUMENTACIÓN A 60°		
LIMA	TIEMPO (s)	LONGITUD DE FRACTURA (mm)
SE1	30 s	1 mm
SE2	60 s	1 mm
SE3	50 s	1.5 mm
SE4	45 s	0.5 mm
SF1	195 s	1 mm
SF2	180 s	1 mm
SF3	250 s	1.5 mm
SF4	200 s	1.5 mm

La fractura por fatiga cíclica de las límas de los sistemas rotarios Endostar E3 Azure y Fanta a tres diferentes angulaciones (30° , 45° y 60°). Los resultados se muestran en el cuadro 1 y cuadro 2.

TABLA 4. Comparación del tiempo hasta la fractura cíclica del instrumento a diferentes angulaciones. Sistema A.

	30° (n=4)	45° (n=4)	60° (n=4)	Control (n=4)	Valor p
	X ± DE (Rango)				
Tiempo	110±13.5 (125.0-100.0)	710±15.0 (730.0-700.0)	41.50±12.50 (60.0-30.0)		<0.0002

ENDOSTAR E3 AZURE^{HT} (Lothus Medical Technology) X: Promedio; DE: Desviación estándar. ANOVA.

Se muestra la tabla 1 donde se realizó una comparación del tiempo de fractura cíclica del instrumento desde el inicio de la activación del instrumento hasta la fractura del mismo a diferentes angulaciones 30° , 45° , y 60° del sistema A. Los resultados demuestran que el tiempo de fractura de los instrumentos es mayor a 45° y el menor tiempo para la fractura del instrumento es a 60° . Se observa una diferencia significativa de $p=0.0002$ lo que nos indica que existe mayor resistencia a la fatiga cíclica a una angulación de 45° . (Gráfico 1)

GRÁFICO 1

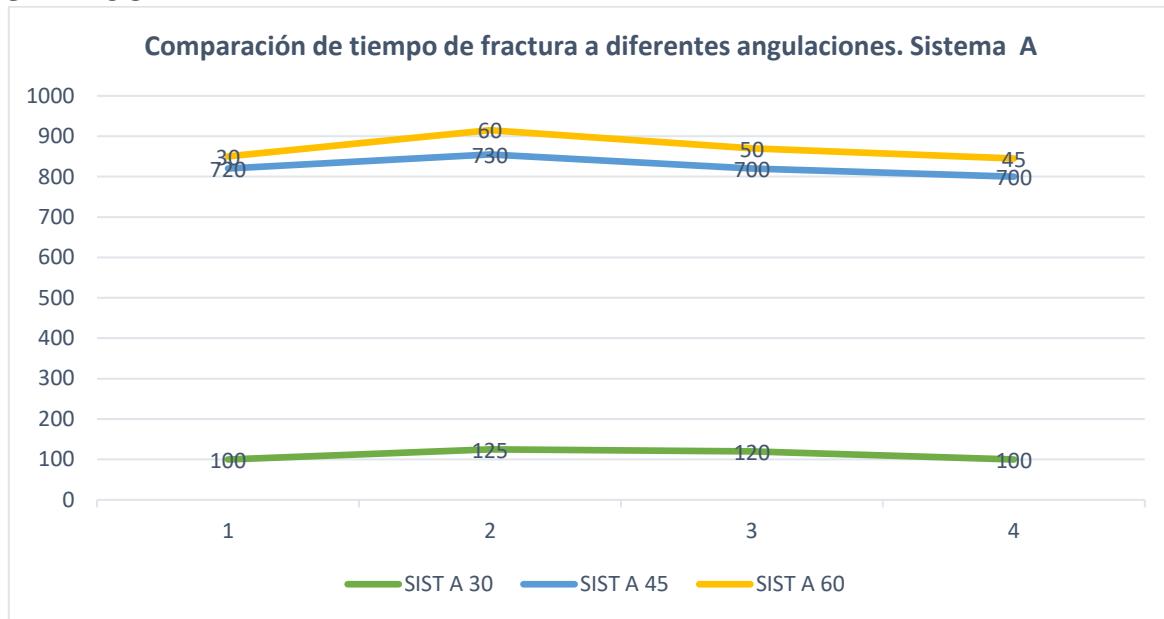


TABLA 5. Comparación del tiempo hasta la fractura cíclica del instrumento a diferentes angulaciones. Sistema B.

	30° (n=4)	45° (n=4)	60° (n=4)	Control (n=4)	Valor p
	X ± DE (Rango)				
Tiempo	39±8.38 (46.00-26.00)	136±4.92 (140.0-131.0)	197.50±30.38 (250.0-180)		<0.0002

Fanta AF Blue R3. X: Promedio; DE: Desviación estándar. ANOVA.

Se muestra la tabla 2 donde se realizó una comparación del tiempo de fractura cíclica del instrumento desde el inicio de la activación del instrumento hasta la fractura del mismo a diferentes angulaciones 30°, 45°, y 60° del sistema B. Los resultados demuestran que el tiempo de fractura de los instrumentos es mayor a 60° y el menor tiempo para la fractura del instrumento es a 30°. Se observa una diferencia significativa de $p=0.0002$ lo que nos indica que existe mayor resistencia a la fatiga cíclica a menor angulación (30°). (Gráfico 2)

GRÁFICO 2

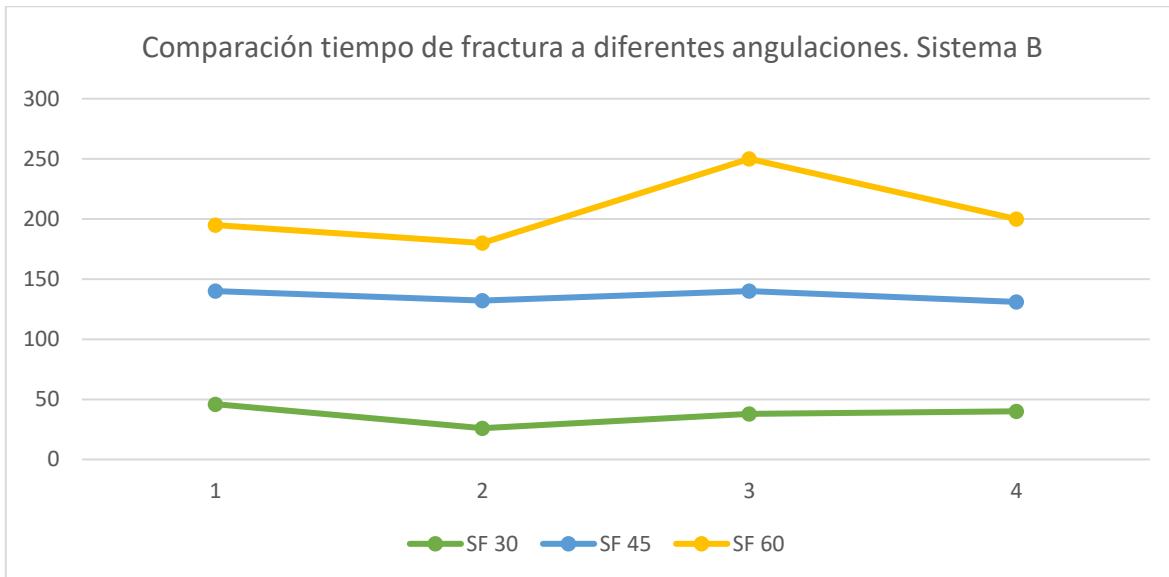


TABLA 6. Comparación de la longitud de fractura del instrumento a diferentes angulaciones. Sistema A.

	30° (n=4)	45° (n=4)	60° (n=4)	Control (n=4)	Valor p
	X ± DE (Rango)				
Tiempo	5.5±0.95 (5.0-7.0)	6.0±0.25 (6.0-6.5)	1±0.40 (0.5-1.5)		<0.005

ENDOSTAR E3 AZURE^{HT} (Lothus Medical Technology) X: Promedio; DE: Desviación estándar. ANOVA.

Se muestra la tabla 3 donde se realizó una comparación de la longitud de fractura del instrumento una vez que hubo separación del mismo a diferentes angulaciones 30°, 45°, y 60° del sistema A. Los resultados demuestran que entre la angulación de 30° y 45°, al igual que entre una angulación de 30° y 60° no existe una diferencia estadísticamente significativa. Sin embargo entre la angulación de 45° y 60° se observa que existe mayor longitud de fractura a los 45°. Se observa una diferencia significativa de p=0.005.

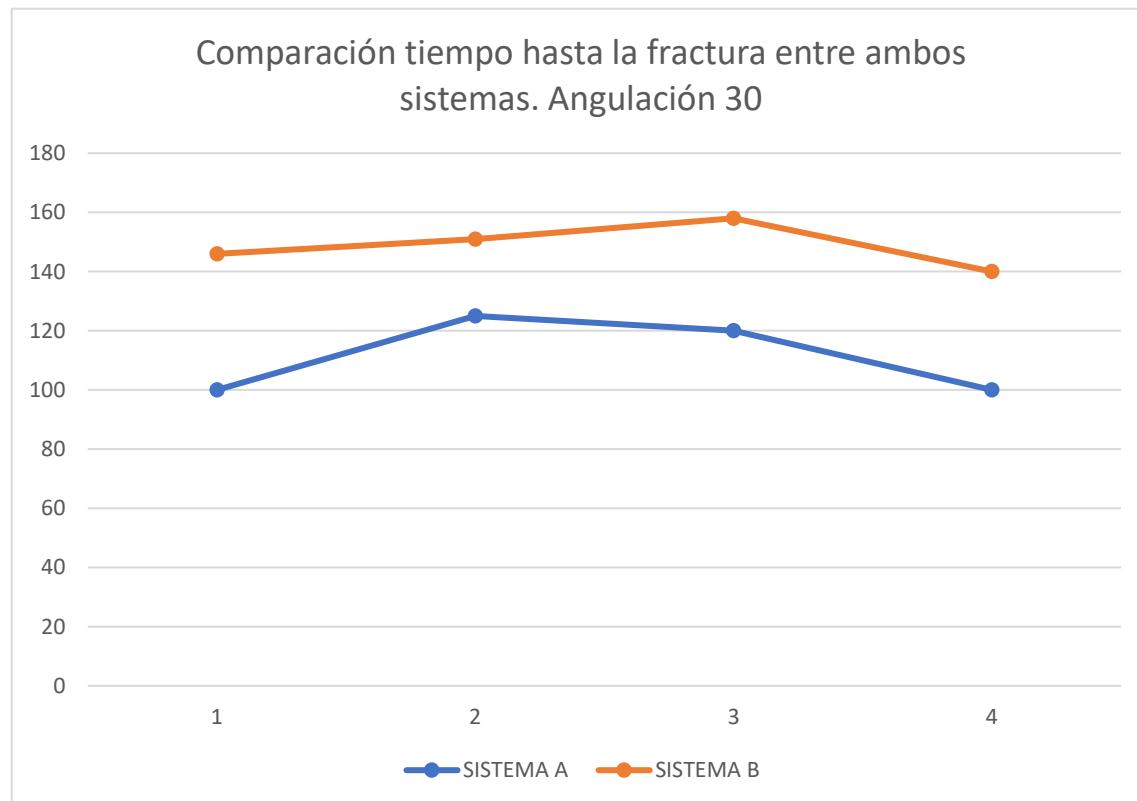
TABLA 7. Comparación de la longitud de fractura del instrumento a diferentes angulaciones. Sistema B.

	30° (n=4)	45° (n=4)	60° (n=4)	Control (n=4)	Valor p
	X ± DE (Rango)				
Tiempo	7.0±0.5 (6.0-7.0)	7.0±0.0 (7.0-7.0)	1.25±0.28 (1.0-1.5)		<0.006

Fanta AF Blue R3. X: Promedio; DE: Desviación estándar. ANOVA.

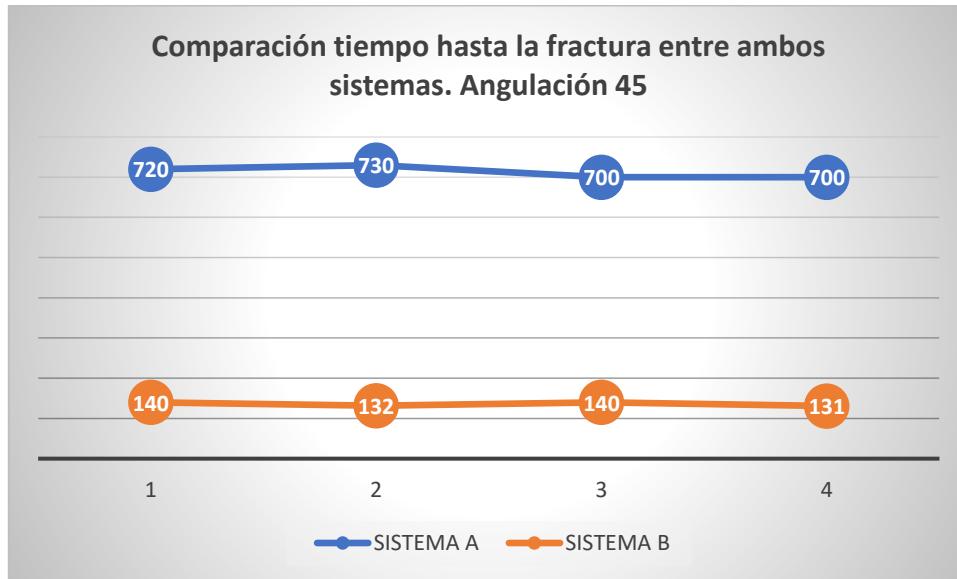
Se muestra la tabla 4 donde se realizó una comparación de la longitud de fractura del instrumento una vez que hubo separación del mismo a diferentes angulaciones 30°, 45°, y 60° del sistema B. Los resultados demuestran que entre la angulación de 30° y 45° no existe una diferencia estadísticamente significativa mientras que entre una angulación de 30° y 60° se observa que existe una mayor longitud de fractura a una angulación de 30°. Entre la angulación de 45° y 60° se observa que existe mayor longitud de fractura a los 45°. Se observa una diferencia significativa de p=0.006.

GRAFICO 3.



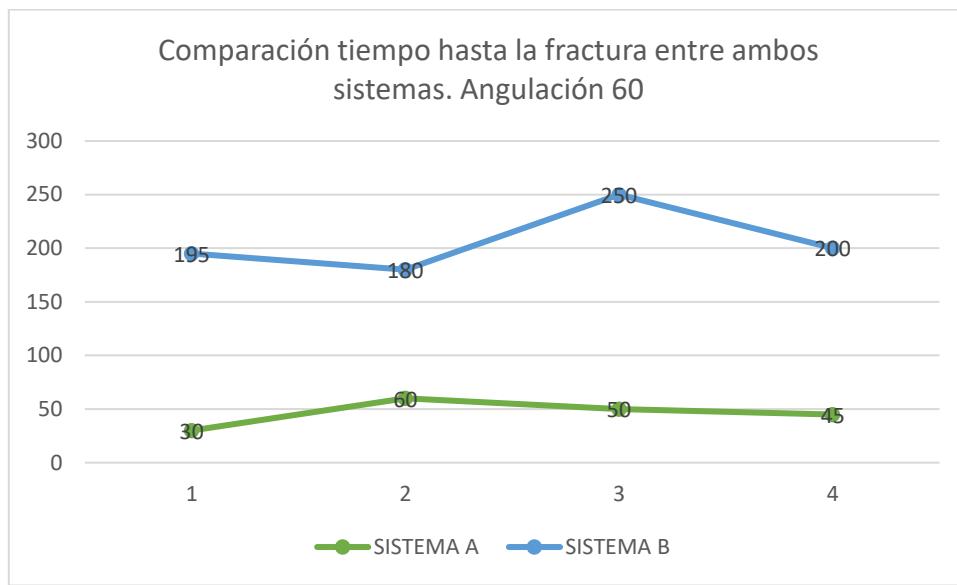
En el gráfico 3 observamos los resultados de las pruebas de comparación del tiempo hasta la fractura cíclica entre ambos sistemas rotatorios a una angulación de 30º. Aquí observamos que el sistema A tiene mayor resistencia a la fractura cíclica que el sistema B. El valor de p es <0.028 existiendo una diferencia estadísticamente significativa. Prueba de Mann-Whitney (Gráfico 3).

GRAFICO 4.



En el gráfico 4 observamos los resultados de las pruebas de comparación del tiempo hasta la fractura cíclica entre ambos sistemas rotatorios a una angulación de 45º. Aquí observamos que el sistema A tiene mayor resistencia a la fractura cíclica que el sistema B. El valor de p es <0.0286 existiendo una diferencia estadísticamente significativa. Prueba Mann Whitney (Gráfico 4).

GRÁFICO 5



En el gráfico 5 observamos los resultados de las pruebas de comparación del tiempo hasta la fractura cíclica entre ambos sistemas rotatorios a una angulación de 60º. Aquí observamos que el sistema B tiene mayor resistencia a la fractura cíclica que el sistema A. El valor de p es <0.028 existiendo una diferencia estadísticamente significativa. Prueba U de Mann Whitney (Gráfico 5).

IX.Discusión

La introducción de los instrumentos de níquel titanio dentro del campo de la endodoncia ha favorecido la realización de tratamiento de conductos radiculares de manera más eficaz y eficiente y al mismo tiempo se puede predecir el éxito o fracaso del tratamiento. Por lo general la separación de los instrumentos endodóncicos se debe al uso incorrecto o excesivo de los mismos.

En la actualidad existen una gran variedad de sistemas rotatorios con diferentes características que han sido diseñados con la finalidad de que cuenten con ciertas características y propiedades que faciliten el manejo de conductos con curvaturas pronunciadas. (Peters OA, 2016; Ankrum MT, 2004).

Los instrumentos de níquel titanio suelen tener mayor flexibilidad que los instrumentos de acero inoxidable sin embargo, de igual manera tienen mayor predisposición a la fractura ya que al ser accionados con motor se complica el control del instrumento, lo que puede comprometer el éxito del tratamiento endodóntico. (Walia H, et. al, 2006).

El presente estudio tuvo como objetivo comparar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica entre dos sistemas rotatorios de níquel-titanio, Endostar E3 Azure y Fanta BLUE R3, en diferentes angulaciones (30°, 45° y 60°). Los resultados demostraron que el comportamiento

de los instrumentos varía no solo en función de la angulación, sino también del sistema rotatorio utilizado, lo que refleja la influencia tanto del diseño geométrico como del tratamiento metalúrgico aplicado a las aleaciones de NiTi.

En el sistema Endostar E3 Azure, se observó que la mayor resistencia se presentó a 45°, mientras que la menor resistencia ocurrió a 60°. Este hallazgo coincide parcialmente con lo descrito en la literatura clásica, donde se establece que a mayor severidad de la curvatura (mayor ángulo y menor radio), la resistencia a la fatiga cíclica disminuye (Pruett, Clement & Carnes, 1997; Grande et al., 2012). Por otro lado, en el sistema Fanta BLUE R3, la mayor resistencia se presentó a 60° y la menor a 30°, lo que representa un comportamiento atípico en comparación con lo esperado. Este hallazgo coincide con los resultados obtenidos por Moya PE et al. (2025), en donde describe que las limas Fanta Blue R3 presentan mayor tiempo de trabajo hasta su fractura debido al tratamiento térmico de su fabricación, las limas Fanta Blue R3 son las más adecuadas para realizar procedimientos largos y de curvaturas severas a pesar de ser de un solo uso.

Esta diferencia podría atribuirse al tratamiento térmico tipo Blue, el cual confiere a los instrumentos mayor flexibilidad y capacidad de recuperación elástica, especialmente en curvaturas más pronunciadas. En este sentido, Capar et al. (2015) y Elnaghy y Elsaka (2017) han señalado que los instrumentos fabricados con tecnologías de tratamiento térmico Blue o Gold muestran una resistencia superior frente a la fatiga cíclica en canales con alta curvatura.

En relación con la longitud de los fragmentos tras la fractura, se observaron diferencias estadísticamente significativas en algunas angulaciones, particularmente entre 45° y 60° en el sistema Endostar E3 Azure y entre 30° y 60° en el sistema Fanta BLUE R3. Este resultado es congruente con lo descrito por Li et al. (2011), quienes demostraron que la longitud del fragmento depende de la localización de las tensiones máximas en la curvatura, así como del diseño geométrico de cada instrumento.

En cuanto a la longitud del fragmento fracturado, los resultados obtenidos fueron consistentes con los de otros estudios que han documentado que la zona de mayor incidencia de fractura se ubica en la región de máxima curvatura del instrumento, generalmente entre 3 y 5 mm de la punta (Sattapan, Nervo, Palamara, & Messer, 2000). Este hallazgo es clínicamente relevante, pues la localización del fragmento puede dificultar o incluso imposibilitar su remoción durante el tratamiento.

Al comparar ambos sistemas, se evidenció que Endostar E3 Azure presentó mayor resistencia a la fractura cíclica que Fanta BLUE R3 a 30° y 45°, con diferencias estadísticamente significativas. No obstante, a 60° la relación se invirtió: Fanta BLUE R3 mostró mayor resistencia que Endostar E3 Azure, lo cual confirma la influencia determinante del tipo de aleación y del tratamiento térmico en el comportamiento de los instrumentos. Estos hallazgos coinciden con lo planteado por Plotino et al. (2017), quienes subrayan que,

además de las propiedades del NiTi, factores como la sección transversal, el diseño helicoidal y el tratamiento térmico influyen en la distribución de las tensiones y en la resistencia a la fatiga cíclica. Otro hallazgo que igualmente coincide es el estudio realizado por Eid B et al. (2025), en donde se describe que el ángulo de acceso a la lima influye significativamente en la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos endodóncicos. El movimiento reciprocante, que alterna movimientos en sentido horario y antihorario, reduce la acumulación de tensión y retraza la propagación de grietas, lo que aumenta la longevidad de la lima en comparación con la rotación continua, por lo que los instrumentos con movimiento reciprocante pueden ser utilizados en conductos con curvatura significativa. Además, un ángulo de acceso menor minimiza la flexión excesiva y la concentración de tensión en el punto de máxima curvatura, mejorando aún más la resistencia a la fatiga.

Este comportamiento puede explicarse por las diferencias en la aleación y en los tratamientos térmicos empleados por cada fabricante. Estudios previos han demostrado que los tratamientos térmicos modifican la transición entre las fases austenítica y martensítica, aumentando la flexibilidad y la resistencia a la fatiga cíclica (Plotino et al., 2017; Shen, Zhou, Zheng, Campbell, & Wang, 2013).

Desde una perspectiva clínica, los resultados sugieren que la selección del sistema rotatorio debe realizarse considerando la complejidad anatómica de los conductos. En curvaturas moderadas (30° y 45°), Endostar E3 Azure podría ofrecer mayor seguridad frente a la fractura, mientras que Fanta BLUE R3 podría representar una alternativa más favorable en conductos con curvaturas severas (60°), gracias a las ventajas aportadas por el tratamiento térmico Blue. Esta diferenciación es relevante, ya que la fractura de instrumentos representa una de las principales complicaciones en endodoncia, y la elección adecuada del sistema podría reducir significativamente este riesgo. Además, la adecuada elección de la técnica de instrumentación, el uso de limas nuevas y la irrigación abundante contribuyen a reducir el riesgo de fractura.

Una fortaleza de este estudio fue el uso de un dispositivo metálico estandarizado con ranuras de diferentes angulaciones, lo que permitió controlar las condiciones experimentales y reproducir consistentemente las curvaturas. No obstante, deben reconocerse algunas limitaciones: las condiciones *in vitro* no reproducen completamente la dinámica clínica, en la que influyen factores como la anatomía irregular de los conductos, la temperatura intracanal y el efecto de los irrigantes sobre la aleación (Yao, Schwartz, Beeson, & Best, 2006).

En conclusión, los hallazgos de este estudio confirman que la resistencia a la fatiga cíclica en instrumentos de NiTi depende de manera conjunta de la angulación del conducto, del diseño del instrumento y del tratamiento metalúrgico aplicado. Así, mientras Endostar E3 Azure se desempeña mejor en curvaturas moderadas, Fanta BLUE R3 demuestra ventajas en curvaturas más severas, lo que permite orientar la selección clínica en función de la anatomía radicular. Los resultados respaldan la importancia de una cuidadosa selección del

instrumento en función de la anatomía radicular, con el fin de minimizar complicaciones clínicas y optimizar el éxito del tratamiento endodóntico.

X. CONCLUSIONES

La fractura de instrumentos de níquel-titanio continúa siendo uno de los principales retos en endodoncia, ya que compromete la eficacia del tratamiento y el pronóstico a largo plazo. Este estudio demostró que la resistencia a la fatiga cíclica no depende únicamente de las propiedades intrínsecas de la aleación NiTi, sino también de factores clínicos como la angulación del conducto, el tipo de sistema rotatorio y la técnica empleada. Los resultados evidenciaron que ningún sistema es universalmente superior en todas las condiciones; cada uno ofrece ventajas particulares según la complejidad anatómica.

Gracias al estudio podemos darnos cuenta que existen diferentes sistemas rotatorios de diferentes casas comerciales y con diferente manejo durante su fabricación, sin embargo las diferentes casas comerciales mencionan que son comparativas entre las mismas.

Es importante conocer como especialistas en endodoncia no sólo lo que manejan las diferentes casas comerciales, sino manejar cada sistema rotatorio de acuerdo a las especificaciones de cada casa comercial para realizar una comparación entre lo que las casas comerciales manejan con la realidad del manejo clínico.

Es por ello que podemos concluir que es importante tomar en cuenta una gran cantidad de factores que pueden ocasionar la separación de un instrumento a base de níquel titanio durante la preparación del sistema de conductos radiculares.

El conocimiento de las fases cristalográficas (austenítica, martensítica y pre-martensítica), así como de fenómenos como la superelasticidad y la deformación plástica, permite comprender mejor el comportamiento de las aleaciones NiTi frente a tensiones repetidas. De igual manera, comprender el papel del torque, el número de usos de las limas y la técnica de instrumentación, es indispensable para prevenir fallos prematuros.

Para la práctica clínica, estos hallazgos resaltan la necesidad de una selección consciente de los instrumentos según la anatomía del conducto, evitando el uso excesivo de las limas y aplicando protocolos de instrumentación seguros. La elección adecuada del sistema, sumada a una comprensión profunda de sus limitaciones, constituye la mejor herramienta para reducir el riesgo de fractura instrumental.

Es responsabilidad del operador realizar una buena anamnesis y diagnóstico, así como realizar todas las pruebas diagnósticas tanto clínicas como radiográficas para evaluar el conducto a tratar.

La falta de conocimiento de la anatomía radicular, como la presencia de conductos con doble curvatura o curvatura excesiva, el uso incorrecto de los instrumentos de níquel titanio, el

uso excesivo de los mismos, la falta de habilidad del operador, no seguir las instrucciones del fabricante, el manejo de velocidad rotatoria excesiva, son algunas de las principales causas de fractura de los instrumentos principalmente en el tercio apical del conducto radicular.

Se sugiere seguir realizando pruebas comparativas entre los diferentes sistemas rotatorios que como especialistas en endodoncia manejamos y seguir realizando pruebas de comparación entre lo que las casas comerciales nos manejan con nuestra práctica clínica particular para poder determinar la efectividad y seguridad en cada sistema rotatorio que manejamos.

Se deja abierta la investigación para seguir con la investigación entre la resistencia la fractura cíclica entre los diferentes sistemas rotatorios que se manejan actualmente.

Debemos tomar en cuenta que día a día y año tras año aparecen en el mercado nuevo sistemas y es responsabilidad no sólo de las casas comerciales, sino de nosotros como especialistas investigar la veracidad de lo que ofrece cada casa comercial para mejorar nuestra práctica privada, así como nuestra práctica profesional y lo qué enseñamos a nuestros estudiantes que buscan una especialización en el área de endodoncia.

Finalmente, este trabajo invita a los colegas odontólogos a adoptar una actitud crítica y reflexiva en el uso de sistemas rotatorios, integrando la evidencia científica con la experiencia clínica. Solo a través de una práctica responsable y basada en el conocimiento será posible ofrecer a nuestros pacientes tratamientos más predecibles, seguros y con mejores resultados a largo plazo.

XI. BIBLIOGRAFÍA

1. Ahn, S.-Y., Kim, H.-C., & Kim, E. (2016). Kinematic effects of nickel-titanium instruments with reciprocating or continuous rotation motion: A systematic review of in vitro studies. *Journal of Endodontics*, 42(7), 1009–1017. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.04.005>
2. Al-Hadlaq, S. M., Aljarbou, F. A., & AlThumairy, R. I. (2010). Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(2), 305–307. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.09.027>
3. Alcalde, M. P., Duarte, M. A. H., Bramante, C. M., de Vasconcelos, B. C., Tanomaru-Filho, M., & Só, M. V. R. (2018). Cyclic fatigue and torsional strength of three different thermally treated reciprocating systems. *Clinical Oral Investigations*, 22(4), 1865–1871. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2274-2>
4. Alfawaz, H., Alqedairi, A., Alsharekh, H., Almuzaini, E., Alzahrani, S., & Jamleh, A. (2018). Effects of sodium hypochlorite concentration and temperature on the cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium rotary

- instruments. *Journal of Endodontics*, 44(10), 1563–1566. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2018.06.010>
5. Amit, J., Sanjit, S., & Shashirekha, G. (2015). Irrigantes de conductos: Una revisión de sus interacciones, beneficios y limitaciones. *Compendium*, 36(4), 256–262.
 6. Arens, F. C., Hoen, M. M., Steiman, H. R., & Dietz, G. C. (2003). Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 29(10), 664–666. <https://doi.org/10.1097/00004770-200310000-00008>
 7. Bahia, M. G. A., & Buono, V. T. L. (2005). Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 100(2), 249–255. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2004.10.010>
 8. Bergmans, L., Van Cleynenbreugel, J., Beullens, M., Wevers, M., & Van Meerbeek, B. (2002). Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 36(4), 288–295. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2003.00647.x>
 9. Bergmans, L., van Cleynenbreugel, J., Wevers, M., & Lambrechts, P. (2001). Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: Rationale, performance and safety. *American Journal of Dentistry*, 14(5), 324–333.
 10. Berutti, E., Chiandussi, G., Eng, D., Gaviglio, I., & Ibba, A. (2003). Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *Journal of Endodontics*, 29(1), 15–19. <https://doi.org/10.1097/00004770-200301000-00004>
 11. Bortnick, K. L., Steiman, H. R., & Ruskin, A. (2001). Comparison of nickel-titanium file distortion using scanning electron microscopy. *Journal of Endodontics*, 27(8), 529–531. <https://doi.org/10.1097/00004770-200108000-00015>
 12. Boyd, T. C., & Brotherton, H. O. (1971). Fatigue of nickel-titanium wire in endodontic files. *Journal of Dental Research*, 50(2), 367–372. <https://doi.org/10.1177/00220345710500021201>
 13. Brantley, W., Svec, T., Iijima, M., Powers, J., & Grentzer, T. (2002). Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 28(8), 567–572. <https://doi.org/10.1097/00004770-200208000-00005>
 14. Buchanan, L. S. (2001). The standardized-taper root canal preparation: Part 2. GT file selection and safe handpiece-driven file use. *International Endodontic Journal*, 34(1), 63–71. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2001.00359.x>
 15. Buehler, W. J., & Wang, F. E. (1968). A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Engineering*, 1(1), 105–120. [https://doi.org/10.1016/0029-8018\(68\)90013-5](https://doi.org/10.1016/0029-8018(68)90013-5)
 16. Buehler, W. J., Gilfrich, J. V., & Wiley, R. C. (1963). Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *Journal of Applied Physics*, 34(5), 1475–1477. <https://doi.org/10.1063/1.1729603>
 17. Bürklein, S., Schäfer, E., & Dammaschke, T. (2013). Nickel-titanium instruments: Mechanical properties and clinical implications. *Endodontic Topics*, 29(1), 59–87. <https://doi.org/10.1111/etp.12003>

18. Campbell, L., Shen, Y., Zhou, H., Haapasalo, M., & Friedman, S. (2014). Effect of fatigue on torsional failure of nickel-titanium controlled memory instruments. *Journal of Endodontics*, 40(4), 562–565. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.09.027>
19. Capar, I. D., Ertas, H., Arslan, H., Ertas, E. T., & Ok, E. (2014). Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *Journal of Endodontics*, 40(6), 852–856. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.10.010>
20. Capar, I. D., Kaval, M. E., Ertas, H., Sen, B. H., & Arslan, H. (2015). Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Australian Endodontic Journal*, 41(1), 24–28. <https://doi.org/10.1111/aej.12056>
21. Castelló-Escrivá, R., Alegre-Domingo, T., Faus-Matoses, V., Román-Richon, S., & Faus-Llácer, V. J. (2012). In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *Journal of Endodontics*, 38(11), 1521–1524. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.07.007>
22. Chen, S.-C., Chueh, L.-H., Hsiao, C.-K., Tsai, M.-Y., Ho, S.-C., & Chiang, C.-P. (2007). An epidemiologic study of tooth retention after nonsurgical endodontic treatment in a large population in Taiwan. *Journal of Endodontics*, 33(3), 226–229. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.11.018>
23. Cheung, G. S.-P. (2009). Instrument fracture: Mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*, 16(1), 1–26. <https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2009.00239.x>
24. Cheung, G. S.-P., & Darvell, B. W. (2007). Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: Strain-life relationship. *International Endodontic Journal*, 40(8), 612–618. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01257.x>
25. Cheung, G. S. P., & Darvell, B. W. (2008). Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: Fractographic analysis. *International Endodontic Journal*, 41(7), 557–565. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2008.01390.x>
26. Cheung, G. S. P., Peng, B., & Bian, Z. (2005). Evaluation of metal distortion and fracture of ProTaper rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, 31(7), 590–594. <https://doi.org/10.1097/01.don.0000153846.19272.57>
27. Civjan, S., Huget, E. F., & DeSimon, L. B. (1975). Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *Journal of Dental Research*, 54(1), 89–96. <https://doi.org/10.1177/00220345750540013101>
28. Coelho, M. S., Fontana, C. E., Kato, A. S., de Martin, A. S., Rocha, D. G. P., Bueno, C. E. S., & Pelegrine, R. A. (2016). Evaluation of cyclic fatigue resistance of HyFlex CM, ProTaper Next, and Twisted File Adaptive systems. *Journal of Endodontics*, 42(12), 1789–1793. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.08.008>
29. De-Deus, G., Moreira, E. J. L., Lopes, H. P., & Elias, C. N. (2010). Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *International Endodontic Journal*, 43(12), 1063–1068. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2010.01774.x>
30. De-Deus, G., Belladonna, F. G., & Perez, R. (2018). Reciprocating motion in endodontics: A comprehensive review. *Brazilian Oral Research*, 32, e66. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0066>

31. **Dioguardi, M., Gioia, G. D., Illuzzi, G., Laneve, E., Cocco, A., & Troiano, G.** (2019). Endodontic irrigants: Different methods to improve efficacy and related problems. *European Journal of Dentistry*, 13(4), 613–619. <https://doi.org/10.1055/s-0039-3402592>
32. **Duque, J. A., Vivan, R. R., Alcalde, M. P., Só, M. V. R., Bramante, C. M., Duarte, M. A. H., & de Vasconcelos, B. C.**(2017). Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium reciprocating instruments after simulated clinical use. *Journal of Endodontics*, 43(6), 995–1000. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.01.016>
33. **Eid B, Kataia M y Elsewify T** (2025) Resistencia a la fatiga cíclica de una lima impulsada por motor tratada térmicamente azul con diferentes ángulos de acceso al canal utilizando diferente cinemática; un estudio in vitro.
<https://doi.org/10.3389/fdmed.2025.1636746>
34. **Elnaghy, A. M., & Elsaka, S. E.** (2017). Cyclic fatigue resistance of One Curve, 2Shape, ProTaper Next, and HyFlex CM nickel-titanium rotary instruments in single and double curvatures. *Clinical Oral Investigations*, 22(7), 2285–2291. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2334-y>
35. **Elnaghy, A. M., & Elsaka, S. E.** (2018). Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 49(11), 1073–1078. <https://doi.org/10.1111/iej.12558>
36. **Fernandez-Pazos, G., Martin-Biedma, B., Varela-Patiño, P., Ruiz-Piñón, M., & Castelo-Baz, P.** (2018). Fracture and deformation of ProTaper Next instruments after clinical use. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(11), e1091–e1095. <https://doi.org/10.4317/jced.55284>
37. **Gambarini, G.** (2001). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *Journal of Endodontics*, 27(12), 772–774. <https://doi.org/10.1097/00004770-200112000-00007>
38. **Gambarini, G., Testarelli, L., Tommaso, M., & Roperto, R. M.** (2008). Influence of torque settings on cyclic fatigue of nickel–titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 41(4), 299–303. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01322.x>
39. **Gambarini, G., Piasecki, L., Al Sudani, D., Seracchiani, M., & De Luca, M.** (2011). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Journal of Endodontics*, 37(8), 1116–1119. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.04.015>
40. **Gambarini, G., Piasecki, L., & Seracchiani, M.** (2010). Cyclic fatigue resistance of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(7), 1239–1242. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.03.009>
41. **Ghavami, F., Asgari, S., & Feizi, F.** (2018). Comparison of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium rotary instruments. *Iranian Endodontic Journal*, 13(3), 361–366. <https://doi.org/10.22037/iej.v13i3.21060>
42. **Gao, Y., Gutmann, J. L., Wilkinson, K., Maxwell, R., & Ammon, D.** (2012). Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 38(3), 398–401. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.11.018>
43. **Gao, Y., Shotton, V., Wilkinson, K., Phillips, G., & Johnson, W. B.** (2010). Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex

- rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(7), 1205–1209. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.03.018>
44. Gonçalves, T. M., Lima, R. K., Moura-Netto, C., & Silveira, F. L. (2012). Comparative analysis of cyclic fatigue of rotary nickel-titanium instruments manufactured with different processes. *Journal of Endodontics*, 38(12), 1604–1607. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.07.003>
45. Grande, N. M., Plotino, G., Bedini, R., Pameijer, C. H., & Somma, F. (2012). Instrument fracture in endodontics: Prevention and management. *Endodontic Topics*, 23(1), 31–60. <https://doi.org/10.1111/etp.1200>
46. Gulabivala, K., Aung, T. H., Alavi, A., & Ng, Y. L. (2001). Root and canal morphology of Burmese mandibular molars. *International Endodontic Journal*, 34(5), 359–370. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2001.00380.x>
47. Gutmann, J. L. (1992). Clinical, radiographic, and histologic perspectives on success and failure in endodontics. *Dental Clinics of North America*, 36(2), 379–392.
48. Ha, J. H., Kim, J. Y., Kim, H. C., & Lee, W. (2013). Comparison of cyclic fatigue resistance of various nickel-titanium rotary instruments. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 38(4), 223–228. <https://doi.org/10.5395/rde.2013.38.4.223>
49. Haapasalo, M., & Shen, Y. (2013). Evolution of nickel-titanium instruments: From past to future. *Endodontic Topics*, 29(1), 3–17. <https://doi.org/10.1111/etp.12030>
50. Haapasalo, M., Shen, Y., Wang, Z., & Gao, Y. (2014). Irrigation in endodontics. *British Dental Journal*, 216(6), 299–303. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2014.230>
51. Haapasalo, M., Shen, Y., Qian, W., & Gao, Y. (2010). Irrigation in endodontics. *Dental Clinics of North America*, 54(2), 291–312. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2010.01.005>
52. Haikel, Y., Serfaty, R., & Allemann, C. (1999). Influence of instrument design and instrumentation technique on the incidence of fractured nickel–titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 25(6), 434–440. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(99\)80205-3](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(99)80205-3)
53. Hargreaves, K. M., & Cohen, S. (2011). *Vías de la pulpa* (10.^a ed.). Barcelona: Elsevier Mosby.
54. Hassan, W., & Al-Khafaji, A. (2016). Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments with different heat treatments. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 17(12), 1022–1027. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1930>
55. Hieawy, A., Haapasalo, M., Zhou, H., Wang, Z., & Shen, Y. (2015). Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. *Journal of Endodontics*, 41(7), 1134–1138. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.02.030>
56. Honarvar, M., Konh, B., Podder, T. K., Dicker, A. P., Yu, Y., & Hutapea, P. (2015). X-ray diffraction investigations of shape memory NiTi wire. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 24(8), 3038–3048. <https://doi.org/10.1007/s11665-015-1633-7>
57. Hu, X., Ling, J., & Wei, X. (2011). Torsional resistance and bending properties of nickel-titanium rotary instruments with different thermal treatments. *International Endodontic Journal*, 44(11), 1070–1075. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01906.x>

58. Hülsmann, M., Rümmelin, C., & Schäfers, F. (1997). Root canal cleanliness after preparation with different endodontic handpieces and hand instruments: A comparative SEM investigation. *Journal of Endodontics*, 23(5), 301–306. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(97\)80062-0](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(97)80062-0)
59. Iacono, F., Generali, L., & Gambarini, G. (2018). Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *Clinical Oral Investigations*, 22(6), 2243–2248. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2404-3>
60. Iacono, F., Generali, L., & Gambarini, G. (2017). Effects of sterilization on the cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 50(12), 1181–1187. <https://doi.org/10.1111/iej.12764>
61. Kauffman, G. B., & Mayo, I. (1997). The story of Nitinol: The serendipitous discovery of the memory metal and its applications. *The Chemical Educator*, 2(2), 1–21. <https://doi.org/10.1007/s00897970138a>
62. Kayaoglu, G., Er, O., & Orhan, K. (2015). Comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, ProTaper Next, and WaveOne instruments. *Journal of Endodontics*, 41(5), 717–721. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.12.019>
63. Keleş, A., Eymirli, A., Uyanık, O., & Nagas, E. (2019). Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. *International Endodontic Journal*, 52(6), 880–886. <https://doi.org/10.1111/iej.13056>
64. Kim, H.-C., Yum, J., Hur, B., & Cheung, G. S.-P. (2010). Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 36(1), 147–152. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.10.011>
65. Kim, H. C., Lee, M., Kim, B. S., & Park, J. (2012). Cyclic fatigue and torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 38(7), 937–940. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.03.010>
66. Kim, H. C., Park, S. H., & Kim, B. S. (2010). Fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(5), 853–857. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.01.003>
67. Kitchens, G. G., Liewehr, F. R., & Moon, P. C. (2007). The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 33(1), 52–54. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.08.005>
68. Kosti, E., Zinelis, S., Molyvdas, I., & Lambrianidis, T. (2011). Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary Ni-Ti endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 44(10), 917–925. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01906.x>
69. Kuhn, G., & Kuttler, S. (2000). Evaluation of the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 26(5), 273–275. <https://doi.org/10.1097/00004770-200005000-00007>
70. Li, U.-M., Lee, B.-S., Shih, C.-T., Lan, W.-H., & Lin, C.-P. (2002). Cyclic fatigue of endodontic nickel-titanium rotary instruments: Static and dynamic tests. *Journal of Endodontics*, 28(6), 448–451. <https://doi.org/10.1097/00004770-200206000-00011>
71. Li, U. M., Lee, B. S., Shih, C. T., Lan, W. H., Lin, C. P., & Peng, C. C. (2011). Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of Endodontics*, 28(6), 448–451. <https://doi.org/10.1097/00004770-200206000-00005>

72. **Lopes, H. P., Elias, C. N., Vieira, V. T. L., Moreira, E. J. L., Marques, R. V. L., Machado de Oliveira, J. C., et al.** (2010). Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(10), 1653–1657. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.06.005>
73. **Macedo, F. M., Silva, E. J. N. L., Vieira, V. T., Carvalho, N. M., & Souza, E. M.** (2014). Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Journal of Endodontics*, 40(2), 189–192. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.09.025>
74. **Madarati, A. A.** (2019). Factors influencing incidents of complications while using nickel-titanium rotary instruments for root canal treatment. *BMC Oral Health*, 19(1), 241. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0927-9>
75. **Magruder, K. R., & Viana, A. M.** (2017). Comparison of cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 50(6), 553–559. <https://doi.org/10.1111/iej.12637>
76. **Marques, J. A., Silva, E. J. N. L., Souza, E. M., Carvalho, N. M., & Vieira, V. T.** (2015). Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments: Effect of clinical use and sterilization. *Journal of Endodontics*, 41(3), 381–384. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.10.019>
77. **McGuigan, M. B., Louca, C., & Duncan, H. F.** (2013). The impact of fractured endodontic instruments on treatment outcome. *British Dental Journal*, 214(6), 285–289. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2013.272>
78. **Moya Nuñez PE, Hidalgo Araujo PD.** (2025). Comparación de la resistencia a la fractura entre instrumentos rotatorios y reciprocantes con tratamiento térmico a diferentes curvaturas. ODONTOLOGÍA;27(Especial):42-6. Disponibñe en: <http://revistadigital.uce.edu.ec/index.php/odontologia/article/view/7815>
79. **Neves, A. A., Moreira, E. J., & Gomes, B. P. F. A.** (2016). Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne instruments. *Journal of Endodontics*, 42(7), 1138–1142. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.03.018>
80. **Ninan, E. J., & Kuriakose, S.** (2011). Fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of Conservative Dentistry*, 14(4), 358–361. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.91044>
81. **Ninan, E., & Berzins, D. W.** (2013). Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 39(1), 101–104. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.09.015>
82. **Ok, E., Arslan, H., & Capar, I. D.** (2015). Evaluation of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Australian Endodontic Journal*, 41(1), 24–28. <https://doi.org/10.1111/aej.12056>
83. **Otsuka, K., & Ren, X.** (2005). Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science*, 50(5), 511–678. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2004.10.001>
84. **Özyürek, T., Yilmaz, K., & Uslu, G.** (2017). The effects of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal, ProTaper Next, and ProTaper Gold nickel-titanium instruments. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 42(4), 301–308. <https://doi.org/10.5395/rde.2017.42.4.301>

85. **Parashos, P., & Messer, H. H.** (2006). Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of Endodontics*, 32(11), 1031–1043. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.06.008>
86. **Pedullà, E., Benites, A., La Rosa, G. M., Plotino, G., Grande, N. M., Rapisarda, E., et al.** (2018). Cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *Journal of Endodontics*, 44(4), 648–653. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.12.003>
87. **Pedullà, E., Grande, N. M., Plotino, G., Gambarini, G., & Rapisarda, E.** (2013). Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 39(2), 258–261. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.09.020>
88. **Pereira, E. S. J., Peixoto, I. F. C., Viana, A. C. D., Oliveira, I. I., Gonzalez, B. M., Buono, V. T. L., et al.** (2012). Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 45(5), 469–474. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.02000.x>
89. **Pérez-Higueras, J. J., Arias, A., & de la Macorra, J. C.** (2013). Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and Twisted File nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *Journal of Endodontics*, 39(12), 1585–1588. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.08.031>
90. **Pérez, R., Silva, E. J. N. L., Carvalho, N. M., & Souza, E. M.** (2018). Comparison of cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments with different heat treatments. *Journal of Endodontics*, 44(5), 813–817. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2018.01.012>
91. **Peters, O. A., Barbakow, F., & Paqué, F.** (2003). ProTaper rotary root canal preparation: Influence of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *International Endodontic Journal*, 36(2), 86–92. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2003.00628.x>
92. **Peters, O. A.** (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: A review. *Journal of Endodontics*, 30(8), 559–567. <https://doi.org/10.1097/00004770-200408000-00001>
93. **Peters, O. A., & Paqué, F.** (2010). Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: A review. *Quintessence International*, 41(6), 479–488.
94. **Plotino, G., Grande, N. M., Cordaro, M., Testarelli, L., & Gambarini, G.** (2009). A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 35(11), 1469–1476. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.07.011>
95. **Plotino, G., Grande, N. M., Cordaro, M., Testarelli, L., & Gambarini, G.** (2009). Influence of sterilization and clinical use on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 35(2), 221–224. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.10.021>
96. **Plotino, G., Grande, N. M., Mercadé-Bellido, M., Testarelli, L., & Gambarini, G.** (2017). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments: A review. *Journal of Endodontics*, 43(3), 400–416. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.11.002>

97. **Pruett, J. P., Clement, D. J., & Carnes, D. L. Jr.** (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 23(2), 77–85. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(97\)80250-6](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(97)80250-6)
98. **Rajput, A., Raina, R., & Bhatt, A.** (2016). Comparison of cyclic fatigue resistance of different nickel-titanium rotary systems. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 10(12), ZC46–ZC49. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/23538.9073>
99. **Real Academia Española.** (2020). *Diccionario de la lengua española* (23.^a ed.) [Versión en línea]. <https://dle.rae.es>
100. **Rios, M. A., Silva, E. J. N. L., Vieira, V. T., Carvalho, N. M., & Souza, E. M.** (2017). Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, 43(3), 479–483. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.11.021>
101. **Rodrigues, R. C. V., Lopes, H. P., Elias, C. N., Amaral, G., Vieira, V. T. L., & de Martin, A. S.** (2011). Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 37(10), 1553–1557. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.07.005>
102. **Ruddle, C. J.** (2001). The ProTaper endodontic system: Geometries, features, and guidelines for use. *Dentistry Today*, 20(3), 60–67.
103. **Sattapan, B., Nervo, G. J., Palamara, J. E., & Messer, H. H.** (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*, 26(3), 161–165. <https://doi.org/10.1097/00004770-200003000-00008>
104. **Schäfer, E., & Schulz-Bongert, U.** (2003). Efficiency and safety of rotary nickel-titanium instruments. *Endodontics & Dental Traumatology*, 19(5), 189–194. <https://doi.org/10.1034/j.1600-9657.2003.00143.x>
105. **Schäfer, E., & Oitzinger, M.** (2008). The influence of canal curvature and instrumentation technique on the fracture of nickel–titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 41(2), 117–123. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01316.x>
106. **Schilder, H.** (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*, 18(2), 269–296.
107. **Shemesh, H., Roeleveld, A., Wesselink, P. R., & Wu, M. K.** (2009). The effect of sterilization and clinical use on the cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 42(8), 752–758. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2009.01591.x>
108. **Shen, Y., Qian, W., Abtin, H., Gao, Y., & Haapasalo, M.** (2011). Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 37(7), 997–1001. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.03.023>
109. **Shen, Y., Cheung, G. S. P., & Peng, B.** (2013). Defects of nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, 39(6), 758–762. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.02.010>
110. **Shen, Y., Qian, W., Abtin, H., Gao, Y., & Haapasalo, M.** (2012). Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 38(3), 376–380. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.11.018>
111. **Shen, Y., Zhou, H., Zheng, Y., Campbell, L., Peng, B., & Haapasalo, M.** (2011). Fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 37(6), 871–875. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.02.006>

112. **Shen, Y., Zhou, H., Zheng, Y., Peng, B., & Haapasalo, M.** (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 39(2), 163–172. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.10.025>
113. **Spili, P., Parashos, P., & Messer, H. H.** (2005). The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *Journal of Endodontics*, 31(12), 845–850. <https://doi.org/10.1097/01.don.0000164859.38408.ef>
114. **Thompson, S. A.** (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), 297–310. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2000.00339.x>
115. **Thompson, S. A., & Dummer, P. M. H.** (2000). Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. *International Endodontic Journal*, 33(3), 255–261. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2000.00324.x>
116. **Tomson, P. L., & Simon, S. R. J.** (2016). Contemporary cleaning and shaping of the root canal system. *Primary Dental Journal*, 5(2), 46–53. <https://doi.org/10.1308/205016816819304357>
117. **Ullmann, C. J., & Peters, O. A.** (2005). Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 31(3), 183–186. <https://doi.org/10.1097/01.don.0000136200.41863.57>
118. **Van der Vyver, P. J., & Van der Vyver, P. J.** (2015). Comparison of cyclic fatigue resistance of different nickel-titanium rotary systems. *International Endodontic Journal*, 48(2), 135–140. <https://doi.org/10.1111/iej.12203>
119. **Vertucci, F. J.** (2005). Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. *Endodontic Topics*, 10(1), 3–29. <https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2005.0014>
120. **Viana, A. C. D., Chaves Craveiro de Melo, M., Guiomar de Azevedo Bahia, M., & Buono, V. T. L.** (2010). Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(4), 527–533. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2010.05.015>
121. **Villena, H.** (2001). *Terapia pulpar* (1.^a ed.). Lima: Universidad Peruana Cayetano Heredia.
122. **Walia, H. M., Brantley, W. A., & Gerstein, H.** (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, 14(7), 346–351. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(88\)80196-1](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(88)80196-1)
123. **Webber, J., & McDonald, F.** (2007). Analysis of nickel-titanium rotary instruments: Resistance to cyclic fatigue. *Australian Endodontic Journal*, 33(2), 75–79. <https://doi.org/10.1111/j.1747-4477.2007.00065.x>
124. **Wei, X., Ling, J., Jiang, J., Huang, X., & Liu, L.** (2007). Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, 33(3), 276–279. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.11.015>
125. **Wu, J., Lei, G., Yan, M., Yu, Y., Yu, J., & Zhang, G.** (2011). Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *Journal of Endodontics*, 37(6), 758–763. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.01.023>

126. **Yahata, Y., Yoneyama, T., Hayashi, Y., Ebihara, A., Doi, H., Hanawa, T., et al.** (2009). Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 42(7), 621–626. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2009.01560.x>
127. **Yao, J. H., Schwartz, S. A., & Beeson, T. J.** (2006). Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *Journal of Endodontics*, 32(1), 55–57. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2005.10.022>
128. **Yared, G.** (2008). Cyclic fatigue of rotary nickel-titanium instruments: Influence of torsional stress. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 105(5), 648–652. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2007.09.014>
129. **Zelada, G., Varela, P., Martin, B., Bahillo, J., Magán, F., & Ahn, S.** (2002). The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 28(7), 540–542. <https://doi.org/10.1097/00004770-200207000-00009>
130. **Zhang, Y., & Li, Y.** (2016). Effect of heat treatment on the mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 42(9), 1402–1407. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.05.017>
131. **Zheng, Y., Shen, Y., Zhou, H., & Haapasalo, M.** (2013). Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use and sterilization. *Journal of Endodontics*, 39(6), 761–765. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.02.011>
132. **Zhou, H., Peng, B., & Zheng, Y.-F.** (2013). An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*, 29(1), 42–54. <https://doi.org/10.1111/etp.12034>
133. **Zhou, H., Shen, Y., Zheng, W., Li, L., Zheng, Y., & Haapasalo, M.** (2012). Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 38(11), 1535–1540. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.08.002>
134. **Zinelis, S., Eliades, T., & Eliades, G.** (2010). A metallurgical characterization of ten endodontic NiTi instruments: Assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of NiTi endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 43(2), 125–134. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2009.01654.x>
135. **Zupanc, J., Vahdat-Pajouh, N., & Schäfer, E.** (2018). New thermomechanically treated NiTi alloys: A review. *International Endodontic Journal*, 51(10), 1088–1103. <https://doi.org/10.1111/iej.12924>