

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Posgrados

**Resistencia a la fatiga cíclica flexural de instrumentos de oscilación
asimétrica en conducto con curvatura de 75 grados**

Tesis

Laura Gabriela Sisa Caiza

**Dr. Raúl Aponte Rendón
Director de Trabajo de Titulación**

Trabajo de titulación de posgrado presentado como requisito
para la obtención del título de especialista en Endodoncia

Quito, mayo 2025

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

COLEGIO DE POSGRADOS

HOJA DE APROBACIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN

**Resistencia a la fatiga cíclica flexural de instrumentos de oscilación
asimétrica en conducto con curvatura de 75 grados**

Laura Gabriela Sisa Caiza

Dr. José Eduardo Maldonado Paredes

Especialista en Endodoncia

Endodoncia

Dra. Paulina Aliaga Sancho

Especialista en Cirugía Oral

Decana Facultad de Odontología

Hugo Burgos, PHD

Decano del colegio de Postgrados

Quito, mayo 2025

© DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en la Ley Orgánica de Educación Superior del Ecuador.

Nombre del estudiante:

Laura Gabriela Sisa Caiza

Código de estudiante:

00334863

C.I.:

1600474587

Lugar y fecha:

Quito, mayo del 2025.

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

Nota: El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, incluso a pesar de estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en <http://bit.ly/COPETheses>.

UNPUBLISHED DOCUMENT

Note: The following graduation project is available through Universidad San Francisco de Quito USFQ institutional repository. Nonetheless, this project – in whole or in part – should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing available on <http://bit.ly/COPETheses>.

DEDICATORIA

Para Laura Gabriela de 17 años, que dejó su hogar en Shell con el corazón lleno de miedos, dudas e incertidumbres sobre su futuro. Que, a pesar de sus temores, soñó con llegar lejos y creyó, aunque fuera en silencio, que era posible. Hoy este logro es también suyo: una promesa cumplida, un recordatorio de que la valentía no siempre grita, pero siempre avanza.

AGRADECIMIENTOS

Dios, ha sido bueno y ha dado a mi vida muchas sorpresas, es un Dios de promesas. Siempre he tenido en mente la frase que "Dios sea tu voluntad".

Agradezco profundamente a todas las personas que han estado a mi lado durante este proceso de postgrado. A mi familia, por su amor incondicional y su apoyo constante; a mis hermanos y familia añadida, por sus palabras de ánimo y compañía en cada etapa de este camino. Nunca me faltó un lugar a donde llegar y un cálido alimento para mi estómago.

A Nicanor, mi gato, mi compañero de veladas y aventuras desde hace 4 años cuya presencia silenciosa y reconfortante fue un refugio en los momentos de mayor estrés.

Y a mis amigas las comadres y las mijitas, que, a pesar del tiempo y la distancia, siempre encontraron la manera de estar presentes, recordándome la importancia de la amistad verdadera. A todos, gracias por ser parte de este logro.

A mi tutor, Dr. Raúl Aponte, por su apoyo excepcional y entrega, por creer en mi potencial. Y la empresa privada por la donación de los sujetos de prueba.

RESUMEN

La fatiga cíclica es una de las principales causas de fractura en instrumentos endodónticos mecanizados, lo cual compromete el éxito del tratamiento. En este contexto, el presente estudio tuvo como objetivo evaluar y comparar la resistencia a la fatiga cíclica de tres sistemas reciprocantes: Excalibur, Recip One File Blue y One Reci. La motivación radica en la necesidad de identificar instrumentos más seguros y duraderos para la instrumentación de conductos radiculares con anatomía compleja.

Se utilizó un modelo dinámico con movimiento axial mecanizado de 3 mm en canales artificiales en un ángulo de 75°, simulando condiciones clínicas. Se evaluaron 45 limas ($n = 15$ por grupo) y se calcularon el número de ciclos hasta el fallo (NCF) y la longitud de los fragmentos fracturados. Los datos fueron analizados mediante pruebas no paramétricas (Kruskal-Wallis y Wilcoxon).

Los resultados revelaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) entre los grupos. Excalibur presentó al mayor NCF, seguido por Recip One File Blue y One Reci. También se observaron diferencias en la longitud de los fragmentos, siendo los más largos los del grupo Excalibur. Estos hallazgos indican que el tratamiento térmico y el diseño geométrico influyen significativamente en la resistencia a la fatiga cíclica.

Se concluye que los sistemas Excalibur y Recip OneFile Blue ofrecen un mayor margen de seguridad clínica para la instrumentación en conductos complejos. A futuro, se recomienda evaluar otros factores como la fatiga torsional, el número de usos y condiciones clínicas simuladas más realistas, para ampliar la comprensión de la durabilidad y seguridad de los instrumentos endodónticos.

Palabras clave: fatiga cíclica, endodoncia, sistema reciprocante, resistencia, tratamiento térmico, limas Niti.

ABSTRACT

Cyclic fatigue is one of the main causes of fracture in mechanized endodontic instruments, which can compromise the success of root canal treatment. In this context, the present study aimed to evaluate and compare the cyclic fatigue resistance of three reciprocating systems: Excalibur, Recip One File Blue, and One Reci. The motivation lies in the need to identify safer and more durable instruments for the instrumentation of root canals with complex anatomies.

A dynamic model with a 3 mm axial motion was used in artificial canals with a 75° curvature, simulating clinical conditions. A total of 45 files ($n = 15$ per group) were tested, and both the number of cycles to failure (NCF) and the length of fractured fragments were recorded. Data were analyzed using non-parametric tests (Kruskal-Wallis and Wilcoxon).

The results showed statistically significant differences ($p < .05$) among the groups. Excalibur demonstrated the highest NCF, followed by Recip One File Blue and One Reci. Differences in fragment length were also observed, with the longest fragments found in the Excalibur group. These findings suggest that thermal treatment and geometric design significantly influence cyclic fatigue resistance.

It is concluded that the Excalibur and Recip One File Blue One systems provide a greater margin of clinical safety for root canal instrumentation in complex cases. Future studies should evaluate additional factors such as torsional fatigue, number of uses, and more realistic simulated clinical conditions to further understand the durability and safety of endodontic instruments.

Keywords: cyclic fatigue, endodontics, reciprocating systems, resistance, heat treatment, Niti file.

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN	7
ABSTRACT	9
INTRODUCCIÓN	12
JUSTIFICACION	13
Hipótesis Nula	14
Objetivos	14
Objetivo general.	14
Objetivos específicos.	14
MARCO TEÓRICO	16
INSTRUMENTOS DE ACCIÓN MANUAL	16
Métodos de fabricación	17
Limas manuales	19
INSTRUMENTO DE ACCIÓN MECANIZADA	22
Instrumentos mecanizados de níquel titanio	24
Conicidad	25
Ángulo de corte	25
Tratamiento de la superficie	25
CINEMÁTICA DE MOVIMIENTO DE INSTRUMENTOS DE ACCIÓN MECANIZADA	28
Tipos de movimientos	29
Movimiento estático	29
Movimiento dinámico	30
Rotatorio continuo.	30
Rotatorio reciprocante.	30
Cinemática del movimiento y fractura del instrumento	32
Fatiga por torsión.	33
Fatiga cíclica.	33
Método de análisis de fractura cíclica	33
METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN	35
Preparación de los especímenes:	35
Tamaño y selección de la muestra.	35
Diseño de las placas de prueba	36
Dispositivo cíclico de fatiga.	36
Prueba de fatiga cíclica	37
Análisis estadístico	38

RESULTADOS	39
DISCUSIÓN	41
CONCLUSIONES	46
RECOMENDACIONES	47
REFERENCIAS	48
INDICE DE ANEXOS	56
ANEXOS A CUADRO DE SELESCCION Y CARCATERISTICA DE EXCALIBUR, RECIP ONE FILE BLUE ONE Y ONE RECI	57
ANEXO B VALORES NÚMERO DE CICLOS DE FALLA	57
ANEXO C VALORES LONGITUD DE FRAGMENTOS	59

INTRODUCCIÓN

La endodoncia, se conoce como disciplina de la odontología dedicada al tratamiento, limpieza, preparación y conformación del sistema de conductos (Topçuoğlu & Topçuoğlu, 2017). El objetivo de proporcionar una desinfección para que el organismo pueda recuperar la salud periapical a través de la reparación y la regeneración de los tejidos (Dablanca-Blanco., et al, 2022). Esta especialidad ha experimentado una notable evolución a lo largo de los años, especialmente en lo que respecta a los materiales y técnicas utilizados para la instrumentación de los conductos radiculares (Uslu G, 2018). La eficacia y longevidad de los tratamientos endodónticos están estrechamente ligadas a la calidad de los instrumentos empleados, los cuales han evolucionado significativamente en términos de diseño, materiales y tecnología para adaptarse a las demandas clínicas y mejorar los resultados del tratamiento (Mustafa, Taha, Koray, & Gülşah, 2019).

Históricamente, los instrumentos endodónticos estaban fabricados predominantemente de acero inoxidable, un material que ofrecía resistencia y durabilidad, pero presentaba limitaciones en términos de flexibilidad y riesgo de fractura dentro del conducto radicular (Mustafa, Taha, Koray, & Gülşah, 2019). Con el tiempo, la introducción del níquel-titanio (NiTi) revolucionó la endodoncia. Este material superelástico y con memoria de forma permite una mayor flexibilidad y adaptabilidad a la anatomía del conducto radicular; con el fin de reducir significativamente el riesgo de fracturas y perforaciones sin modificar la anatomía original del conducto radicular (Mustafa, Taha, Koray, & Gülşah, 2019).

Con el pasar de los años y en la actualidad, se han diseñado infinidad de instrumentos y sistemas para mejorar la eficacia de la instrumentación.

La Técnica Estandarizada fue el primer enfoque sistemático utilizado para la preparación mecánica de los conductos, descrita formalmente por Ingle en 1961 (Deus, G., et al.,2010).

Su diseño está regulado por estándares internacionales establecidos por la ISO (Organización Internacional de Normalización), que garantizan uniformidad, calidad y seguridad en su uso. Estas características permiten a los operadores trabajar con instrumentos predecibles y confiables, adaptados a las necesidades clínicas (Parashos, P., & Messer, H. H. 2006).

JUSTIFICACION

En la preparación de conductos radiculares, el uso de instrumentos mecanizados (rotatorios y reciprocantes) es una práctica común (Uslu, 2018). Sin embargo, la fatiga cíclica representa una causa frecuente de fractura de limas endodónticas; siendo esta una complicación significativa que impacta negativamente el tratamiento (Yared, 2004) (Parasho & Messer, 2006). La remoción de estos fragmentos separados puede requerir la eliminación de tejido sano, lo que agrava aún más el pronóstico. E incluso, puede presentarse otras complicaciones como perforaciones, fracturas radiculares y transportaciones. Limitando la desinfección de los conductos y comprometiendo el éxito del tratamiento (De Pedro-Muñoz, A., et al, 2024).

Plotino y colaboradores en el 2009, en su estudio refiere que la relevancia clínica de los resultados de estudios de resistencia a la fatiga es difícil de evaluar porque esta condición difiere de la instrumentación intracanal en la que la fractura se produce debido a varios factores como propiedades del material, el diseño, las dimensiones de cada lima, que son específicas de cada marca probada; también la fatiga por torsión y flexión que de igual forma ocurren al mismo tiempo (Plotino, Grande, Cordaro, Testarelli, & Gambarini, 2009).

Es crucial realizar estudios comparativos que evalúen la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos de oscilación asimétrica disponibles en el mercado, incluyendo los más recientes. Investigaciones previas han demostrado que algunos sistemas presentan resultados satisfactorios y un rendimiento superior en comparación con otros sistemas. Por lo tanto, este estudio se propone agrupar estos sistemas y comparar su resistencia a la fatiga cíclica flexural en conductos de doble curvatura.

Para ello, se utilizará un dispositivo de fatiga cíclica que determinará el número de ciclos hasta la fatiga (NCF) de los instrumentos con una curvatura de 75 grados. Asimismo, se evaluará e identificará el tipo de lima con mayor resistencia a la fatiga flexural, analizando la influencia de sus propiedades físicas y geométricas en la resistencia cíclica. Esta información proporcionará a los profesionales una mayor comprensión sobre el grado de resistencia a la separación de las diferentes limas, permitiéndoles evaluar el riesgo, las ventajas y desventajas del uso de sistemas reciprocantes.

Hipótesis Nula

No habrá diferencia significativa entre los tres sistemas respecto a su resistencia a la fatiga cíclica.

Objetivos

Objetivo general.

Evaluar la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos reciprocantes de tres sistemas.

Objetivos específicos.

- Determinar la resistencia a la fatiga cíclica dinámica de Excalibur en base al número de ciclos de fallo con cuna curvatura de 75 grados.
- Determinar la resistencia a la fatiga cíclica dinámica de Recip One File Blue by Rogin en base al número de ciclos de fallo con cuna curvatura de 75 grados.
- Determinar la resistencia a la fatiga cíclica dinámica de One Recí en base al número de ciclos de fallo con cuna curvatura de 75 grados.
- Determinar y comparar que sistema tiene una mayor resistencia a la fatiga cíclica en base a la determinación de NFC o número de ciclos de fallo.

MARCO TEÓRICO

INSTRUMENTOS DE ACCIÓN MANUAL

Características

Las limas endodónticas tienen varias partes fundamentales que son críticas para su función y manipulación:

1. **Cuerpo:** Esta es la parte principal de la lima que se introduce en el conducto radicular. Su longitud y diámetro pueden variar (Vidal, 2007).
2. **Espira o Flanco:** es la superficie cortante de la lima, que puede tener diferentes configuraciones (como espiras de corte o flancos rectos). Esta parte es responsable de remover la dentina y el tejido infectado del conducto radicular (Vidal, 2007).
3. **Punta:** El extremo de la lima que inicia la penetración en el conducto. La forma de la punta puede variar, siendo aguda o redondeada, dependiendo del diseño de la lima y su propósito específico (Vidal, 2007).
4. **Mango:** La parte que sostiene el clínico durante el procedimiento. Los mangos están diseñados para proporcionar un agarre ergonómico, lo que es fundamental para realizar movimientos controlados y precisos (Vidal, 2007).
5. **Conicidad:** se refiere a la forma cónica de la lima, que determina su capacidad para adaptarse a diferentes diámetros del conducto radicular. En si es el incremento del diámetro a lo largo de la lima. También llamado taper, el cual se expresa en porcentaje (Yang et al, 2006). Por ejemplo: las limas de acero inoxidable manuales tienen una conicidad constante del 2% (Yang et al, 2006).
6. **Diámetro de la punta:** la parte activa de la lima se divide por milímetros empezando desde D0, que es la punta de la lima y va variando de forma ascendente, es decir que cada milímetro (mm) va subiendo a D1, D2, D3 y

sucesivamente hasta llegar a D16. Esta es un lenguaje o nomenclatura universal que permite al operador establecer diámetros y puntos específicos en la lima. (Ruddle, 2000).

7. Ángulo de corte: es el tipo de corte o capacidad de corte. Va a estar definida mediante la medición del ángulo que de forma por borde cortante y la pared de la dentina. Formándose un ángulo positivo y negativo, es decir, positivo es aquel en el que el borde cortante ejerce su acción en el mismo sentido en el que se aplica la fuerza; forma un ángulo obtuso, y las limas con este tipo de ángulo realizan una acción de corte sobre la superficie (Chow et al, 2005). Por otro lado, el ángulo de corte negativo es el borde que se dispone sobre la superficie que se va a cortar en sentido opuesto al de la fuerza ejercida; formando así un ángulo agudo dando lugar a un efecto de rasgado o raspado, sin la acción de cortar (Chow et al, 2005).

Métodos de fabricación

La fabricación de limas endodónticas implica diversos procesos que tienen en cuenta tanto el diseño del instrumento como las propiedades del material utilizado, siendo cruciales para lograr una instrumentación eficiente y segura en los tratamientos endodónticos (Zanza, A. et al, 2022). A continuación, se detallan los principales métodos de fabricación empleados en la industria de las limas endodónticas:

Torsión Manual.

El método de torsión manual es uno de los primeros y más tradicionales procesos utilizados para fabricar limas endodónticas, especialmente las de acero inoxidable. Un alambre de acero o material similar se coloca en una máquina que lo gira sobre sí mismo (Tsao, C. C., et al 2013). El giro produce una espiral helicoidal que forma los filos cortantes de la lima. Posteriormente, los instrumentos se afilan y pulen para mejorar su

capacidad de corte y durabilidad. Lo que le da ventaja ya que genera una buena resistencia a la fractura torsional (Tsao, C. C., et al 2013). Y resulta económico para la fabricación de limas de acero inoxidable. Sin embargo, les resta flexibilidad, lo que limita su uso en conductos radiculares curvados. y no son adecuados para trabajar en níquel-titanio (NiTi), ya que se requiere de un tratamiento especial debido a su superplasticidad.

Mecanizado.

El mecanizado es un proceso utilizado especialmente para fabricar limas de NiTi (Níquel-Titanio) y acero inoxidable. Este proceso incluye la eliminación de material mediante fresado, rectificado o corte. el proceso de fabricación se basa en un alambre cilíndrico o con una sección específica (cuadrada, triangular) se coloca en una máquina fresadora (Zanza, A. et al, 2022). El mecanizado produce las espirales y bordes helicoidales de la lima, a la vez que define su geometría y tamaño. A menudo, se utilizan máquinas de control numérico para asegurar precisión. este tipo de fabricación permite tener un diseño más preciso y flexible, especialmente útil en limas de NiTi, que requieren características específicas como la conicidad y tamaños variados (Tsao, C. C., et al 2013). Pero, se requiere de equipos costosos y un control preciso durante la fabricación. Todo este proceso puede generar una tensión interna en el material que puede llevar a la fatiga o fractura.

Corte Láser.

El corte láser es un proceso avanzado utilizado especialmente en la fabricación de limas de NiTi, debido a su capacidad para trabajar con materiales extremadamente finos y flexibles. Se utiliza un láser de alta precisión que corta el material, de manera controlada. Con el fin de crear las espirales y filos de corte con alta precisión.

El material es sometido a un tratamiento térmico posterior para mejorar sus propiedades de flexibilidad y resistencia (Zanza, A. et al, 2022). Su alta precisión y control sobre el diseño de la lima le otorga ventajas sobre otras y una menor probabilidad de defectos estructurales o fracturas. Pero los elevados costos de los equipos láser hacen que incremente el precio de los instrumentos. Y el uso de enfriamiento adecuado para evitar tensiones internas en el material, son sus principales limitantes.

Electroerosión (EDM).

La electroerosión es un proceso de fabricación utilizado para moldear materiales duros, como el NiTi, mediante la eliminación de material por descargas eléctricas. Su proceso se basa en un alambre de NiTi, se coloca en una solución conductora, y se utiliza una corriente eléctrica para erosionar el material y formar la geometría deseada. Creando así detalles muy finos en la lima, y permite un control exacto sobre las características del instrumento (Zanza, A. et al, 2022) (Lopes, H. P., et al 2010).

Limas manuales

Las limas K son de los instrumentos manuales más comunes en endodoncia y se encuentran en el primer grupo según la clasificación en base a las normas ISO y FDI. Se utilizan principalmente para la preparación del conducto mediante una técnica de raspado ya que su ángulo de corte es menos agresivo, lo que le otorga un control moderado reduciendo el riesgo de fractura. Con una sección transversal triangular y su tipo de fabricación esta dada por el enrollamiento de alambre de acero inoxidable en forma helicoidal. Estas características a su vez, le otorgan flexibilidad, pero también rigidez para la exploración y pre instrumentación del conducto radicular. (Deus, Emmanuel, Souza, Versiani, & Zoulo, 2002).

No obstante, también se cuenta con las limas Flexofile las mismas que están diseñadas para ofrecer una mayor flexibilidad que las limas K, lo cual es particularmente útil en conductos curvos. Generalmente, tienen una sección transversal de forma cuadrada o romboide permitiéndole tener un ángulo de corte más pronunciado que las primeras limas. Esto le otorga un mayor poder de corte. Al poseer un mejor ángulo de corte y flexibilidad permite su ingreso en los conductos curvos. Sin embargo, son muy susceptibles a fracturas en conductos con extremada curvatura.

Por la mayor capacidad de corte debido al diseño en espira afilada, las limas Hedstroem se posicionan en el mercado. Estos instrumentos poseen una sección transversal afilada, un ángulo de corte más agresivo permitiendo así la remoción rápida y eficiente de la dentina. Por su fabricación son menos flexibles y no adecuados para conductos curvos.

Sección transversal

La sección transversal de las limas endodónticas influye directamente en sus características de corte, flexibilidad y eficiencia en la preparación de los conductos radiculares. Definida por el corte transversal de cada instrumento, existen varios tipos de sección transversal lo que le confiere propiedades específicas a cada lima (Tripi, T. et al, 2006). Actualmente, existe varias formas desde cuadrangular a triangular, romboidal y recientemente en forma de S, paralelogramo y triangular (Tripi, T. et al, 2006).

Las versiones más modernas tienden a tener una sección triangular para mejorar la flexibilidad. Proporciona una mayor rigidez en comparación con otros diseños, especialmente cuando la sección es cuadrada. Las limas con sección triangular tienen menos contacto con las paredes del conducto, reduciendo la fricción. Además, posee buena capacidad de corte con movimientos de limado, versátiles para explorar,

ensanchar y limpiar los conductos radiculares. Sin embargo, son menos flexibilidad en conductos curvados (Tripi, T. et al, 2006).

La sección transversal triangular modificada es un diseño específico para proporcionar mayor flexibilidad con menor contacto con las paredes del conducto. Reduciendo el riesgo de transporte y deformación del canal. Excelente flexibilidad, lo que hace que sea un instrumento ideal para trabajar en conductos curvados. Mayor resistencia a la fractura torsional gracias al diseño de su sección con capacidad de corte eficiente con menor esfuerzo del operador.

Por último, la sección transversal de forma circular con bordes helicoidales, filos y pronunciados característicos de las limas Hedstroem. Este diseño permite que cada filo actúe como un cuchillo que corta en una sola dirección (retracción). Su gran capacidad de corte, especialmente eficaz en movimientos de tracción permiten la remoción de tejido pulpar y dentina infectada. Pero, por su menor flexibilidad en comparación con las limas Flexofile no son adecuadas para movimientos de rotación debido al riesgo de fractura y aumenta el riesgo de transporte en conductos curvos (Tripi, T. et al, 2006).

Ventajas y desventajas de la instrumentación manual

La instrumentación manual en endodoncia es crucial para la preparación del sistema de conductos radiculares. Las limas son una de las herramientas fundamentales para el modelado y limpieza del conducto, permitiendo la remoción de tejido pulpar, dentina infectada y la preparación del espacio para la obturación. Existen diferentes tipos de limas, y cada una presenta características únicas en cuanto a su sección transversal, ángulo de corte, ventajas, desventajas y tipo de fabricación (Shivakumar & Kalgeri, 2016). Dichos instrumentos se fabrican a partir de metales.

En la actualidad los dos tipos de aleaciones metálicas usadas para la fabricación de limas endodónticas son el acero inoxidable y el níquel titanio (Zanza, A.et al, 2022)

INSTRUMENTO DE ACCIÓN MECANIZADA

Históricamente, los tratamientos endodónticos se realizaban con instrumentos manuales, diseñados para modelar e instrumentar el sistema de conducto. Sin embargo, estos métodos podrían ser laboriosos y, en ocasiones, propensos a errores como fracturas de instrumentos o perforaciones (Zanza, A.et al, 2022). La incorporación de los instrumentos mecánicos, especialmente aquellos accionados por motores eléctricos, ha permitido un avance significativo en términos de velocidad. Estos instrumentos mecánicos no solo han reducido el tiempo de operación, sino que también han promovido resultados más predecibles. En particular, su diseño y tecnología minimizan los riesgos de transporte o desgaste de los conductos y manteniendo su anatomía interna (Zanza, A.et al, 2022)

La evolución de los instrumentos de acción mecanizada en endodoncia refleja los avances en la tecnología, los materiales y las técnicas clínicas. Las fresas Gates-Glidden son uno de los primeros instrumentos de acción mecanizada introducidos en la endodoncia y diseñadas por el Dr. John B. Gates y el Dr. G. R. Glidden a mediados del siglo XIX (1850-1860). Originalmente, se utilizaron para perforar y ensanchar la entrada de los conductos radiculares con mayor precisión y rapidez en comparación con los métodos manuales de la época. Contaban con un diseño inicial y utilizadas con motores dentales de baja velocidad y se caracterizaban por un eje largo y delgado, con una punta activa en forma de lágrima o bala (Luebke, 1991). Han tenido un papel significativo en la evolución de las técnicas de preparación de conductos radiculares.

A pesar de su simplicidad en comparación con las tecnologías modernas, estas fresas marcaron el inicio del uso de dispositivos mecanizados para facilitar y optimizar los tratamientos endodónticos (Luebke, N. H., & Brantley, W. A. 1991).

De acuerdo a su diseño, permite una eficiencia en la preparación de la entrada y los tercios corales del conducto. Con el fin de reducir la curvatura en los tercios iniciales del conducto, mejorando el acceso y la irrigación (Elahinia, Mohammad H., et al., 2012). Sin embargo, la rigidez debido a su tipo de fabricación, no permite tener un buen uso en conductos curvos lo que puede llevar a transportar o perforar las paredes del conducto. De igual forma, el estrés que acumula puede causar fracturas de las fresas, especialmente en conductos estrechos o calcificados siendo esto un limitante para su uso. Las fresas Gates-Glidden marcaron el comienzo del uso de dispositivos mecanizados en endodoncia. Aunque su diseño no aborda completamente los desafíos de los conductos curvos o estrechos, representan una etapa crucial en la transición hacia la instrumentación mecánica moderna (Alapati, S., 2009). En las décadas posteriores, el desarrollo de materiales más flexibles, como el níquel-titanio (NiTi), y sistemas avanzados de instrumentación rotatoria y reciprocante evolucionaron a partir de este concepto inicial (Gavini, G., et al, 2018).

Instrumentos mecanizados de níquel titanio

El metalúrgico estadounidense William J. Buchler descubrió la aleación de níquel titanio en 1963, de manera casual en el Laboratorio de Ordenación Naval, (N.O.L), mientras llevaba a cabo investigaciones para desarrollar un Inter metal que resistiera la corrosión, fuera impermeable y no magnético (Luebke, N. H., & Brantley, W. A. 1991).

Los Intermetálicos se componen de la combinación de dos metales en proporciones iguales, que en este caso serían níquel (NI) y titanio (TI), denominándoles, así como un inter metálicos equiatómicos o bien llamados Nitilol, gracias a sus elementos y lugar de fabricación (Thompson, 2000).

Durante décadas, los instrumentos manuales de acero inoxidable fueron el estándar en los tratamientos endodónticos. Aunque efectivos, su rigidez limitaba la capacidad de trabajar con seguridad en conductos curvados o complicados. Y aumentando el riesgo de perforaciones, transporte de conductos o separación del instrumento. La introducción de los instrumentos mecanizados fabricados con aleaciones de níquel-titanio marcó un antes y un después, gracias a sus propiedades únicas de flexibilidad, memoria de forma y resistencia a la fatiga cíclica. Otorgándoles cualidades superiores sobre las limas manuales. Permitiéndonos trabajar en conductos curvados al adaptarse al contorno del conducto, disminuyen la posibilidad de modificar su anatomía original (Thompson S. A., 2000)

Muy a pesar de sus ventajas, los instrumentos de níquel titanio según su fabricación y tecnología son más costosas que los instrumentos manuales. Sufren fractura por fatiga cíclica, lo que puede separar el instrumento dentro del conducto si se usan de forma incorrecta o excesiva. Conforme a ello, en casos de conductos extremadamente calcificados o con anatomía compleja pueden ser menos efectivos y no aptos para todos los casos (Alapati, S., et al,2009).

Conicidad

Los instrumentos de níquel titanio presentan una conicidad constante o variable a lo largo de toda la punta activa. Permitiéndoles adaptarse mejor a la anatomía variada del sistema de conductos. El diámetro del instrumento es la proporción desde la punta hacia el mango, empieza desde D0 en la punta y aumenta en cada milímetro.

Por ejemplo, una conicidad de 0.04 significa que el diámetro aumenta 0.04 mm por cada milímetro (Thompson S. A., 2000). Adicionalmente, su sección transversal variada le permite un mejoramiento en la capacidad de corte en diferentes zonas del conducto (Thompson S. A., 2000). Por ejemplo, la sección triangular reduce la fricción contra las paredes del conducto mejorando la eficiencia de corte del tejido. Una sección rectangular o cuadrado modificada, aumenta la resistencia y flexibilidad, en conductos curvos. Ahora bien, la sección en forma helicoidal o asimétrica, facilita el paso de detritos de dentina mientras sigue su movimiento de corte en el interior del conducto (Thompson S. A., 2000).

Ángulo de corte

Determina cómo interactúan las cuchillas del instrumento con relación a las paredes del conducto (Zinelis, S. et al., 2002). Se forma midiendo el ángulo formado por el borde cortante y la pared dentinaria (Lask, J., et al., 2006)

- **Ángulo positivo:** es el ángulo que va a cortar la dentina, requiere de menos fuerza para ejercer su acción (Lask, J., et al., 2006).
- **Ángulo neutro o pasivo:** produce una acción de raspado, dando una sensación de suavidad dentro del conducto. lo que genera una reducción del riesgo de transporte del conducto (Lask, J., et al., 2006).

Tratamiento de la superficie

Según lo mencionado previamente, las limas mecanizadas son elaboradas de vástago de aleación de níquel y titanio (Lask, J., et al., 2006). Hoy en día, el vástago puede ser de aleación tradicional o tener algún tipo de tratamiento de superficie o térmico, previo o posterior a su diseño.

Con el fin de mejorar las propiedades mecánicas de la aleación, reduciendo la tasa de riesgos clínicos, obteniendo una mayor flexibilidad, mayor resistencia a la fatiga por torsión mediante el cambio microestructural del instrumento. Estos cambios estructurales pueden ser realizados en frío, o trabajos en caliente, maquinado, tratamiento de superficie o tratamientos térmicos (Elahinia y Cols, 2012).

Fase R

Es una fase intermedia, una estructura cristalina intermedia que puede aparecer en la aleación de níquel-titanio durante la transición entre las fases austenítica (más rígida) y martensítica (más flexible). Esta fase se activa bajo condiciones específicas, como tratamientos térmicos o la aplicación de estrés mecánico, y desempeña un papel importante en las propiedades mecánicas de las limas endodónticas (Elahinia y Cols 2012). Por consiguiente, esta fase le otorga una flexibilidad mejorada al instrumento dentro de los conductos curvos o con curvas pronunciadas y anatómicas complejas. Adicional, hay una reducción de riesgo de fractura por fatiga cíclica, lo que aumenta la seguridad y la vida útil del instrumento (Fukumori et al., 2018). También, actúa como un amortiguador en la transición entre las fases austenítica y martensítica, haciendo que los cambios estructurales en el material sean más controlados y predecibles; con ellos tiene una mejor capacidad para volver a su forma original después de la deformación, pero con una menor memoria de forma que las limas tradicionales (Alapati, S. B., et al., 2009).

Fase M Wire

Es una aleación avanzada de níquel-titanio desarrollada mediante un tratamiento térmico patentado (Walia H, Brantley WA, Gerstein H, 1988). Este proceso modifica las propiedades mecánicas y cristalinas del material, mejorando su rendimiento clínico en comparación con las limas de NiTi convencionales.

La aleación M-Wire optimiza la combinación de las fases austenítica, martensítica y R para lograr un equilibrio entre flexibilidad, resistencia y durabilidad. Es sometida a un proceso de calentamiento y enfriamiento controlado estable a temperatura corporal, que altera la microestructura de la aleación (Walia H, Brantley WA, Gerstein H, 1988).

CM WIRE

Estos instrumentos están elaborados a partir de un vástago de CM-Wire, también denominados instrumentos con control de memoria. Desde esta generación, se aprovecha la propiedad de control de memoria de la aleación de níquel-titanio, dejando de lado la superplasticidad, y se introdujeron por primera vez en el año 2010 (Gu, Y., et al, 2017). Como instrumento con control de memoria, su característica más destacada es su flexibilidad, ya que permanece en fase martensítica. Esto significa que, a temperatura ambiente, se encuentra en un estado plástico, lo que le permite deformarse fácilmente bajo estrés y mantener esa forma. Sin embargo, al aplicarle una fuente de calor, recupera su forma original (Gu, Y., et al, 2017). Por lo tanto, este instrumento tiene un 52% de níquel en su composición, lo que le otorga mayor ductilidad. Su transformación austenítica final ocurre entre los 47 y 55°C. Aunque no se observan cambios a nivel macroscópico, a nivel microestructural se encuentran partículas en fase austenita, martensita y, en menor medida, fase R. En estos instrumentos, se requiere menos tensión para alcanzar la transformación completa a martensita. Un aspecto destacable de esta aleación es su menor contenido de níquel en comparación con generaciones anteriores de instrumentos (Zupanc, et al, 2018)

GOLD

Estos instrumentos, conocidos como limas GOLD, se someten a un tratamiento térmico que modifica el vástago y genera un cambio de color debido a la formación de óxido de titanio (Zupanc, et al, 2018).

Este proceso es un tratamiento superficial diseñado para mejorar el acabado del instrumento y se lleva a cabo después de su fabricación. Entre estos instrumentos se pueden encontrar opciones en fase austenita (superelásticos), como el ProFile Gold, y en fase martensítica (control de memoria), como el Wave One Gold (Zupanc, et al, 2018) Shen Y, et al, 2013).

Khasnis y colaboradores señalan que el tratamiento superficial Gold se lleva a cabo considerando el tamaño y la forma del instrumento. En una primera etapa, los instrumentos son expuestos a temperaturas elevadas, entre 370°C y 510°C, durante un periodo de 10 a 60 minutos, lo que resulta en una temperatura de austenita final de 50°C (Zupanc, et al, 2018). Además, se someten a una tensión constante de 3 a 15 kg a temperaturas de 410°C a 440°C, seguido de un segundo calentamiento de la superficie a temperaturas entre 120°C y 260°C (Gündoğar, M., & Özyürek, T., 2017) (Shen Y, et al, 2013).

CINEMÁTICA DE MOVIMIENTO DE INSTRUMENTOS DE ACCIÓN MECANIZADA

En la endodoncia, la cinemática de movimiento de los instrumentos rotatorios o reciprocantes, impulsados por motores eléctricos, se utiliza para efectuar el tratamiento de los conductos radiculares (Alakabani TF, et al, 2020). Existen numerosos reportes y análisis de estudios acerca del comportamiento de los instrumentos rotatorios, para conservar una forma adecuada del canal y reducir el tiempo de las preparaciones (Alakabani TF, et al, 2020).

Una de las ventajas de los sistemas rotatorios NiTi, frente a las limas manuales de acero inoxidable, radica en que las preparaciones son más redondas y orientadas al conducto, lo que contribuye a preservar la anatomía original del conducto radicular (Duque JA., et al, 2020).

No obstante, la utilización de instrumentos rotatorios conlleva considerablemente más rotaciones en el canal, lo que los hace más propensos a fracturarse debido a la torsión y/o flexión (Duque JA., et al, 2020). De igual forma, tienen un módulo elástico bajo, pero una flexión más resiliente y elástica, y exhiben memoria de forma y superplasticidad; otorgándoles la capacidad de moldearse a la anatomía del conducto, lo que ayuda a prevenir errores en la conformación radicular (Chih-Wen C, et al, 2016). Sin embargo, tienen un inconveniente importante: las fracturas o separaciones del instrumento (Mohsen A, Naghmeh M, Ehsan S, 2015).

Tipos de movimientos

Movimiento estático

El movimiento estático en endodoncia se refiere a la instrumentación del conducto radicular sin cambios en la cinemática del instrumento durante su uso. A diferencia del movimiento dinámico, donde hay variaciones en la rotación o reciprocación, en el movimiento estático la lima permanece fija en un punto o avanza de manera controlada sin alterar su patrón de movimiento (Miyai K, et al, 2006).

Este tipo de movimiento es muy común de las limas manuales, e implica el movimiento de avance y retroceso. Generando más fricción y estrés en las paredes del conducto (Inan U, Aydin C, 2012). Por lo tanto, existe una menor flexibilidad y adaptación, es decir no se ajusta automáticamente la anatomía del conducto y exige un mayor esfuerzo físico por parte del operador lo que nos puede llevar a un aumento del riesgo de transporte o perforación (Plotino G, et al, 2009).

Movimiento dinámico

El movimiento dinámico es una técnica avanzada que busca reducir la fatiga cíclica y mejorar la seguridad durante la instrumentación de los conductos radiculares.

Su principio se basa en la variación controlada de la cinemática del instrumento dentro del conducto radicular, en lugar de mantenerla fija en un punto (Miyai K, et al, 2006).

Rotatorio continuo.

En endodoncia, el movimiento de rotación continua se refiere a la acción de los instrumentos endodónticos de níquel-titanio (NiTi) que giran en un solo sentido (generalmente en sentido horario) de manera constante y uniforme dentro del conducto radicular (Boada C, et al, 2003) (Gluskin A, Brown D, Buchanan S. 2001)

Aunque muy eficaz, este tipo de movimiento puede generar más tensión sobre el instrumento y el conducto, lo que puede resultar en fracturas si no se usa adecuadamente (Ferreira, F, et al, 2017).

Rotatorio reciprocante.

Reciprocación (desplazamiento de oscilación):

Los dispositivos reciprocantes se desplazan siguiendo un patrón de oscilación, rotando en ambos sentidos (Gambarini, G., et al, 2021). Este tipo de movimiento es más reciente y busca minimizar el peligro de fracturas en los instrumentos, al reducir la tensión constante que ejerce el dispositivo sobre la lima dentro del conducto (Plotino G, et al, 2010).

Si bien el concepto de la instrumentación con sistema reciprocante no es nuevo, ya se desde el año 2010, introducido por VDW y Dentsply Maillefer (Plotino G, et al, 2015). En conductos radiculares curvos y estrechos este tipo de movimiento es menos agresivo que la instrumentación de rotación continua, pues la acción de corte depende fundamentalmente de las características del instrumento endodóntico utilizado (Plotino G, et al, 2010). La superelasticidad de la aleación de NiTi dificulta que los instrumentos se enrosquen en sentido antihorario, ya que, al no deformarse de manera permanente, resisten más a la fatiga cíclica (Gambarini G, et al, 2012).

El movimiento recíprocante alterna giros en sentido horario y antihorario con ángulos controlados, lo que reduce el estrés sobre la lima y disminuye el riesgo de fractura por fatiga cíclica (De-Deus et al., 2010).

El movimiento recíprocante y la rotación continua son dos enfoques utilizados en la instrumentación endodóntica, cada uno con ventajas y limitaciones. En contraste, la rotación continua implica un giro constante en un solo sentido, lo que puede generar mayor acumulación de tensión en limas de níquel-titanio (NiTi), especialmente en conductos curvos, aumentando la probabilidad de fractura por sobrecarga torsional (Plotino., et al., 2012). Estudios han demostrado que el movimiento recíprocante conserva mejor la estructura dentaria al minimizar el desgaste de las paredes del conducto y reducir la extrusión de detritos apicales, lo que podría favorecer una menor respuesta inflamatoria postoperatoria (Berutti, E., et al, 2012). Sin embargo, la rotación continua sigue siendo preferida en algunos casos por su capacidad de corte más eficiente en conductos amplios y su compatibilidad con sistemas de instrumentación progresiva (Gambarini, G., et al ,2012). En conclusión, mientras el movimiento recíprocante se destaca por su seguridad y resistencia en anatomías complejas, la rotación continua sigue siendo una opción viable en casos específicos que requieren mayor agresividad en la instrumentación.

Cinemática del movimiento y fractura del instrumento

La fractura de los instrumentos en movimiento giratorio continuo se ha asociado con la tensión torsional o la fatiga cíclica (Yared 2004, Parashos y Messer 2006). La fatiga cíclica es un fenómeno en el que el instrumento no se acopla a las paredes del canal, sino que rota libre en la curvatura máxima mientras se somete a ciclos repetidos de tracción y compresión, disgrega su estructura y consecuentemente resulta en la fractura (Peters 2004, Parashos y Messer 2006, Gambarini, et al, 2010)

Dederich y Zakariasen en 1986, sugieren que la fatiga cíclica es la principal causa de fallo de los instrumentos de NiTi y que no sería el fallar en desgaste sino el fallo relacionado con la fatiga del metal (Dederich, D. N., & Zakariasen, K. L, 1986). Melo y colaboradores en el 2002, Zelada y colaboradores en el mismo año, señalan que en sus estudios reportan que los ciclos continuos de tracción y compresión en canales curvos aumentan la fatiga cíclica y la fractura de las limas endodónticas. Años más tarde, Pessoa y colaboradores en el 2013, coinciden en el mismo resultado que en el 2002 (Plotino G, et al, 2010)

La fatiga cíclica puede verse influenciada por diversos factores, como la sección transversal del instrumento, sus dimensiones y diseño, el proceso de fabricación, el tipo de aleación y los tratamientos térmicos (Melo et al. 2002). Por ello, se han propuesto varias modificaciones en el diseño, la cinemática y el método de fabricación con el objetivo de mejorar sus propiedades mecánicas. Según algunos autores, el tratamiento térmico de la aleación de NiTi altera la disposición de su estructura cristalina, lo que aumenta su flexibilidad y resistencia a la flexión (Tepel J, Schäfer E, Hoppe, 1997).

Una de las principales preocupaciones en el uso clínico de los instrumentos rotatorios Ni-Ti es la fractura inesperada dentro del conducto debido a la torsión o fatiga cíclica (Fukumori, Y., et al, 2018).

Fatiga por torsión.

La fatiga torsional ocurre cuando la punta o alguna otra parte del instrumento se bloquea en el conducto mientras la lima continúa girando. Cuando el límite elástico de la aleación de Ni-Ti del instrumento se supera debido al torque ejercido por el motor, la fractura de la parte activa se vuelve inevitable (Fukumori, Y., et al, 2018).

Fatiga cíclica.

En endodoncia se le conoce como un fenómeno que ocurre cuando los instrumentos de níquel-titanio (NiTi) utilizados en la preparación del sistema de conductos radiculares (Miyai, K., et al, 2006). Se someten a cargas repetitivas de tensión y compresión dentro de una curvatura en el conducto (Gambarini G, et al, 2012). Esto puede llevar a la fractura del instrumento sin signos previos visibles de desgaste (Miyai, K., et al, 2006). Una de las principales causas de la fatiga cíclica son las curvaturas pronunciadas; cuanto más acentuada sea la curvatura, mayor será el estrés sobre la lima. Además, el diámetro y el diseño del instrumento están directamente relacionados con su espesor y la conicidad de la punta activa. En otras palabras, los instrumentos más finos y con menor conicidad son más propensos a la fatiga (Miyai, K., et al, 2006).

Método de análisis de fractura cíclica

El análisis de fractura cíclica es fundamental para evaluar la durabilidad y resistencia de los instrumentos endodónticos, especialmente aquellos fabricados con aleaciones de Níquel-Titanio (Ni-Ti), que se encuentran expuestos a esfuerzos repetidos durante su uso. Este análisis se enfoca en la capacidad de las limas para resistir la fatiga cíclica, un fenómeno en el que el instrumento es sometido a ciclos continuos de carga y descarga, lo que puede generar fracturas debido a la acumulación de microdaños. Para realizar este análisis, se emplean pruebas de fatiga rotacional y flexural, en las que las limas son sometidas a movimientos repetitivos dentro de simuladores de conductos que imitan la anatomía dental. Los esfuerzos de torsión y flexión a los que se exponen las limas durante estos movimientos son factores cruciales que afectan su vida útil.

Además, este tipo de análisis permite examinar cómo las características del material, como la flexibilidad y el comportamiento superelástico del Ni-Ti, impactan en la resistencia de las limas a la fractura. (Fukumori et al., 2018; Miyai et al., 2006).

La prueba de fatiga cíclica en simuladores de conductos, permite evaluar la resistencia de las limas en condiciones que simulan la anatomía del conducto radicular. Se utilizan bloques acrílicos o tubos de acero inoxidable con curvaturas predefinidas. Se mide el número de ciclos hasta la fractura (NCF, "Number of Cycles to Failure"). Las limas se hacen girar en estos simuladores hasta que se fracturan. Permitiendo la comparación de la resistencia de las limas. Sin embargo, no reproduce exactamente las condiciones clínicas de un diente natural.

METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

El presente estudio corresponde a una investigación experimental, comparativa e in vitro, cuyo objetivo fue determinar la resistencia a la fatiga cíclica dinámica de tres sistemas de instrumentación reciprocante y cada uno con diferente tratamiento térmico. Para ello, se utilizó un dispositivo específico para pruebas de fatiga cíclica dinámica, empleando cubos de acero inoxidable que permitieron registrar con precisión el número de ciclos hasta el fallo.

Durante las pruebas, los instrumentos fueron rotados utilizando los parámetros de velocidad y torque recomendados por el fabricante, hasta que se produjo su fractura. Posteriormente, se midieron los fragmentos resultantes para calcular su longitud promedio. Todas las pruebas y el registro de datos fueron realizados por un único operador, asegurando la estandarización del procedimiento

Preparación de los especímenes:

Tamaño y selección de la muestra.

Se incluyó un total de 45 instrumentos; 15 Recip One File Blue Files 25/08 by Rogin, 15 One reci 25/06 y 15 Excalibur 25/05, donde se estableció un tamaño de muestra de $n=15$ por cada sistema. Para la selección de la muestra, primero se realizó la etapa de preselección de instrumentos mediante una inspección bajo un microscopio dental con magnificación 20x (CJ-Optik, Werdorf, Alemania) para descartar la presencia de defectos y/o irregularidades superficiales. Si algún instrumento presentara defecto alguno, será descartado y reemplazado. Por consiguiente, se procedió a medir cada instrumento con una regla digital, para así corroborar la longitud deseada. Por último, se agrupó cada sistema bajo el nombre: grupo 1, grupo 2, grupo 3.

Diseño de las placas de prueba

Las muestras ($n=45$) a estudiar se evaluaron mediante canales artificiales que simulan el conducto radicular de 19 mm, fueron fabricados en cubos de acero inoxidable con un ángulo de curvatura de 75° y radio de curvatura a 5 mm. Cada canal con una conicidad variable de 0,04 con un orificio de entrada de 1 mm y un orificio apical de 0.5 mm de diámetro. En total se diseñaron 5 cubos de acero inoxidable, cada uno con un canal artificial con una curvatura de 75° grados. Se utilizó un mismo canal por cada 5 instrumentos. Adicionalmente, los cubos prefabricados se cubrieron con una placa de acrílico para evitar deslizamiento del instrumento durante la prueba, y que el fragmento separado se desplace fuera del canal artificial. La placa de acrílico contó con un orificio que coincide con la ubicación del área circular en el canal artificial.

Dispositivo cíclico de fatiga.

El dispositivo utilizado para la prueba de fatiga cíclica fue diseñado por la doctora Andrea Roja, quien, en calidad de propietaria, facilitó su uso para la realización de la fase experimental. Esta máquina prefabricada está compuesta por varias partes, las cuales se detallan a continuación:

En primer lugar, una base rectangular sobre la cual están fijadas todas las piezas. También un soporte para la pieza de mano, la cual fue diseñada para un experimento anterior, a la medida de la pieza de mano, pero en este caso se adoptó la pieza de mano al soporte. Permitiendo colocar los instrumentos en una posición precisa y reproducible de cada lima dentro del canal artificial; además, se mantiene en dicha posición mediante cuatro tornillos en la parte superior del soporte. Adicionalmente, está conformada con una ranura especial para colocar el cubo y placa acrílica; en esta se ubica el cubo con su respectiva placa por delante. En la parte inferior de la base consta de una perforación que nos permitirá colocar tornillos para así fijar el cubo y evitar cualquier movimiento durante la prueba de fatiga (Topçuoğlu, Düzgün, Aktı, & Topçuoğlu, 2017). Una vez posicionada la pieza de mano con el respectivo instrumento se procederá a la prueba de fatiga cíclica asimétrica. Durante la prueba, se utilizó un engranaje especial conectado al soporte de la pieza de mano y, a su vez, a un motor eléctrico. Este sistema permitió generar el movimiento dinámico del dispositivo, ya que al activarse el motor se producía un movimiento de picoteo con una amplitud de 3 mm, simulando el desplazamiento axial durante la instrumentación clínica.

Prueba de fatiga cíclica

Cuarenta y cinco instrumentos (n=15/sistema) se usaron para evaluar la resistencia a fatiga cíclica dinámica asimétrica.

La prueba se realizó en canales artificiales de 19 mm fabricados en cubos de acero inoxidable con un ángulo de curvatura 75° con un radio de curvatura de 5 mm. Los canales tuvieron una conicidad variable de 0,04 con un orificio de entrada de 1 mm y un orificio apical de 0.5 mm de diámetro. Adicionalmente, en el extremo apical del canal artificial se diseñó un área circular de 4 mm de diámetro como entrada y receptáculo para el irrigante. En total se diseñaron 5 cubos de acero inoxidable cada uno con dos canales artificiales. Se usó un mismo canal por cada 5 instrumentos.

El movimiento que se genera hará que el instrumento gire dentro del canal y simultáneamente la pieza de mano realizará el movimiento continuo de arriba hacia abajo para simular el movimiento en una situación clínica real. Se calibró la pieza de mano al torque y la velocidad sugerida por el fabricante para cada sistema. Todos los instrumentos serán probados usando el motor de Endodoncia Endo Radar Plus de Woodpecker, con contra ángulo de reducción 6:1. Para Excalibur (Zarc) se usó con la velocidad de 150 grados en sentido antihorario y 30 grados horario con 500 RPM. Para Recip One File Blue (Rogin) a 150 grados en sentido antihorario y 30 grados en sentido horario y 350 RPM. Para One Reci, a 170 en sentido antihorario y 60 grados horario y 400 RPM. El tiempo hasta la separación se registró en segundos.

Se utilizó hipoclorito de sodio al 5.25% (Lira, Ecuador) como lubricante para reducir la fricción mientras el instrumento gira dentro del canal. El procedimiento experimental se llevó a cabo por un operador para evitar la variabilidad entre operadores. El número de ciclos hasta el fallo (NCF) para cada instrumento se calculó multiplicando el tiempo (en segundos) hasta el fallo por el número de rotaciones o ciclos por segundo.

Análisis estadístico

Para el análisis estadístico se utilizó el software Rstudio v2024.2+764 para Mac. Los valores de NCF y la longitud de los fragmentos fracturados se analizaron mediante análisis de varianza unidireccional y método de prueba de Anova, y Tukey.post-hoc. La significancia estadística se fijará en PAG valor <0.05 .

RESULTADOS

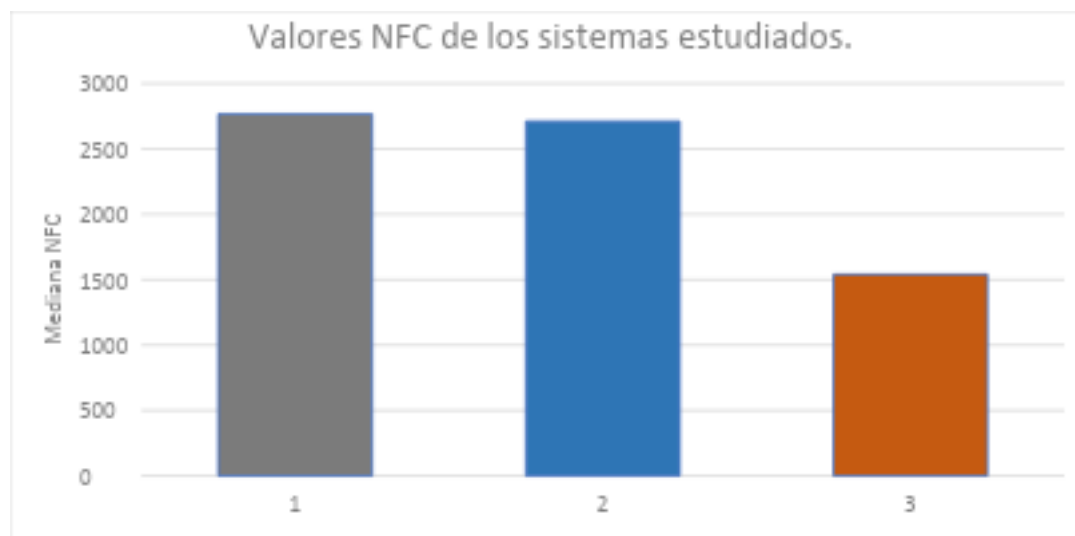
Se presentan los hallazgos obtenidos tras el análisis estadístico de las variables principales del estudio: el número de ciclo hasta el fallo (NFC) y el tamaño de los fragmentos en milímetros (mm), comparadas entre los tres grupos experimentales. Se evaluó si los requisitos de normalidad y homocedasticidad (similar varianza) se cumplían por medio de las pruebas de Shapiro-Wilk y Levene, respectivamente. Dado que estos requisitos no se cumplieron, se optó por utilizar la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis, equivalente al ANOVA. La cual permite comparar más de dos grupos independientes sin requerir distribución normal. Esta prueba reveló diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) tanto en la variable NFC como en la longitud de los fragmentos. Para el ajuste de comparaciones múltiples, se aplicó una comparación post hoc con la prueba de Wilcoxon de pares (pairwise Wilcoxon test), la cual permitió identificar entre qué pares de grupos se encontraban dichas diferencias. El nivel de significancia se mantuvo en 0,05 (dos colas), y se aplicó un ajuste para pruebas múltiples a fin de reducir el riesgo de error tipo I.

Las variables continuas (NFC y fragmentos en mm) se presentan como mediana y rango intercuartílico (RIQ) debido a su distribución asimétrica. Para las pruebas de hipótesis se utilizó un valor $p < 0,05$ a dos colas, los análisis llevaron a cabo utilizando el software RStudio (v2024.2+764 para Mac).

Tabla 1. Número de ciclos al fallo (NCF) y longitud fragmentos en mediana (RIQ), de los grupos 1,2 y 3.

	NFC mediana (RIQ)	Fragmentos (mm) mediana (RIQ)	Valor
Grupo 1 (Excalibur)	2767 (1725-3217)	6.5(3-7)	<0.0001
Grupo 2 (Recip One File Blue)	2712 (1750-2873)	2.5 (2.5-3)	
Grupo 3 (One Reci)	1540 (913-1680)	3.5 (3-4)	

Imagen #1. Valores de número de ciclos de falla de los sistemas analizados.



En la tabla 1, se muestra que hay diferencia estadísticamente significativa (valor $p < 0,05$) de la variable NFC y longitud de fragmentos en los tres grupos analizados. En comparación por pares, el grupo 1 la mediana fue significativamente mayor que la del grupo 3. Con respecto al grupo 2, también mostró valores superiores al grupo 3 y el grupo 1 con respecto al grupo 3, no hubo diferencias significativas. El análisis por pares en los fragmentos, evidenció diferencias significativas entre el grupo 1 presentó una mediana mayor comparado con el grupo 2. Asimismo, entre el grupo 2 y el grupo 3, mostro valores intermedios, pero aun inferiores al grupo 1, mientras que no se observaron diferencias significativas entre el grupo 1 y el grupo 3; aunque se apreció una tendencia hacia mayores fragmentos en el grupo 1

En conjunto, los resultados del presente análisis permiten rechazar la hipótesis nula, al demostrarse la existencia de diferencias estadísticamente significativas tanto en el número de ciclos hasta el fallo (NFC) como en la longitud de los fragmentos entre los grupos experimentales.

DISCUSIÓN

El objetivo principal de la investigación endodóntica en el campo de los instrumentos de níquel-titanio (NiTi) ha sido mejorar su seguridad y eficiencia, particularmente reduciendo el riesgo de fractura durante la preparación del conducto radicular. La fractura por fatiga cíclica, inducida por estrés repetitivo de tensión y compresión en conductos curvos, es una de las principales causas de fallo de estos instrumentos. En la práctica clínica, es crucial elegir el instrumento mecanizado adecuado que tenga mejores características mecánicas para prevenir la separación de los instrumentos y, consecuentemente, optimizar la conformación del conducto.

En el presente estudio se evaluó la resistencia a la fatiga cíclica, expresada como número de ciclos hasta el fallo o NFC y la longitud de los fragmentos fracturados de tres sistemas reciprocantes: grupo 1 (Excalibur), grupo 2 (Recip One File Blue) y grupo 3 (One Reci).

Es importante destacar que se utilizó un modelo dinámico de fatiga cíclica con movimiento axial mecanizado de 3 mm, ya que este permite una mejor simulación del entorno clínico al distribuir el estrés a lo largo del instrumento, a diferencia del modelo estático donde dicho estrés se concentra en un solo punto (Adigüzel & Turgay, 2017). Esta elección metodológica, junto con el control mecanizado del movimiento, garantiza una mayor precisión y reproducibilidad en los resultados. Aunque se reconoce que la irrigación a temperatura corporal es más representativa del medio clínico, se utilizó temperatura ambiente debido a las limitaciones del equipo experimental, lo que constituye una posible limitación del estudio. Sin embargo, esto no invalida los hallazgos, ya que todos los grupos fueron evaluados bajo las mismas condiciones experimentales (Schäfer et al., 2021).

Los resultados obtenidos en este estudio demostraron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fatiga cíclica (NFC) y en la longitud de los fragmentos entre los tres sistemas de instrumentación evaluados, lo que llevó al rechazo de la hipótesis nula. El grupo Excalibur presentó el mayor número de ciclos hasta la fractura, seguido por Recip One File Blue y, finalmente, One Recí. En cuanto a la longitud de los fragmentos, Excalibur mostró una tendencia a fragmentos más largos, con diferencias significativas frente a Recip One File Blue, aunque no frente a One Recí. Estos hallazgos podrían estar relacionados con las propiedades metalúrgicas y de diseño de cada instrumento.

En particular, el grupo Excalibur demostró una resistencia superior. Estos hallazgos son consistentes con lo reportado por Aranguren y colaboradores en el 2024, quienes, utilizando una metodología similar, en canales artificiales de acero inoxidable con curvatura de 60° y radio de 5 mm. Encontraron que Excalibur se ubicaba entre los sistemas con mayor NCF (3205 ciclos), superando incluso a sistemas como ProTaper Gold y Reciproc Blue (cita del artículo). La superioridad de Excalibur se atribuye a su tratamiento térmico avanzado y a un diseño de sección transversal que combina una conicidad reducida con menor masa metálica en el núcleo. Estos factores contribuyen a una mayor flexibilidad y capacidad de absorción de tensiones, lo que prolonga la vida útil del instrumento ante esfuerzos repetitivos, favoreciendo su desempeño clínico en conductos con curvaturas pronunciadas (Aranguren, J., et al,2024).

Desde una perspectiva clínica, una mayor resistencia a la fatiga cíclica in vitro sugiere una mayor durabilidad frente a tensiones repetidas en conductos curvos, lo que potencialmente reduce el riesgo de fractura durante la instrumentación de anatomías complejas.

En este estudio, tanto Excalibur como Recip One File Blue mostraron un resultado similar en términos de número de ciclos hasta la fractura, lo cual indica que ambos sistemas ofrecen un margen de seguridad clínico. Sin embargo, las propiedades metalúrgicas y geométricas difieren entre ellas: mientras Excalibur combina un tratamiento térmico con una geometría de corte más agresiva y conicidad menor, Recip One File Blue incorpora un tratamiento térmico tipo Blue que favorece una mayor flexibilidad, al mantener la aleación en fase martensítica a temperatura ambiente (Zupanc et al., 2018). Esta característica les confiere una mejor adaptación a curvaturas sin comprometer la integridad estructural. Además, al tratarse de un sistema de lima única rotatoria con conicidad variable, Recip One File Blue logra un equilibrio entre eficiencia clínica y conservación de la anatomía original del canal, posicionándose como una alternativa moderna y funcional (Plotino et al., 2012).

Por otro lado, One Reci, aunque posee tecnología de tratamiento térmico (C-Wire), demostró el NCF más bajo. Esta discrepancia podría ser resultado de diversos elementos: una sección transversal más agresiva, una mayor masa de metal en el núcleo del instrumento, o una eficiencia reducida en la disipación de tensiones durante el movimiento mecanizado. Este descubrimiento se diferencia parcialmente de investigaciones anteriores, como la realizada por Pedullà y colaboradores en el 2022, en la que One Reci demostró un rendimiento superior en exámenes dinámicos y estáticos en comparación con WaveOne Gold y ProTaper Next. Un posible motivo reside en las variaciones metodológicas: en nuestra investigación no se simulaban condiciones intracanales a 35°C ni se implementó movimiento pecking (Pedullà et al, 2022)

La literatura confirma consistentemente que los tratamientos térmicos (Gold, Blue, CM-Wire, EDM, C-wire) mejoran la resistencia a la fatiga en comparación con el NiTi convencional o M-Wire. Los resultados del presente estudio (Excalibur > One Rec) se alinean con esta tendencia general, asumiendo que Excalibur utiliza un tratamiento térmico avanzado y One Rec una aleación C-Wire o similar. La comparación entre diferentes tratamientos térmicos muestra resultados variables: Rojas Mendoza en el 2021, encontró CM-Wire (Hyflex CM) superior a Gold-wire (Trunatomy), mientras que Topçuoğlu y colaboradores en 2016 reportaron Gold-wire (WOG) superior a M-Wire (Reciproc). Pedullà y colaboradores, destacaron el buen rendimiento de C-Wire (One RECI). Esto sugiere que no todos los tratamientos térmicos confieren el mismo grado de mejora en la resistencia a la fatiga. Además de la aleación, factores de diseño como la sección transversal, conicidad y masa del núcleo son determinantes. La conicidad reducida del 5% de Excalibur, mencionada por Aranguren et al., junto con su tratamiento térmico, probablemente contribuyen a su alta resistencia (Rojas., 2021) (Pedullá et al, 2022)

Respecto a la longitud de los fragmentos separados, nuestro estudio evidenció diferencias estadísticamente significativas entre los grupos. Si bien esta variable es secundaria en términos de resistencia, desde un enfoque clínico su análisis no debe ser subestimado. Fragmentos más largos, como los observados en el grupo Excalibur, podrían ser clínicamente más favorables para la localización y remoción si ocurre una separación, mientras que fragmentos muy cortos, como los hallados en el grupo 2 (One Rec) pueden quedar alojados en la zona apical o en curvaturas pronunciadas, dificultando su remoción y aumentando el riesgo de fracaso en el tratamiento endodóntico. Esta observación se alinea con lo reportado por Rojas Mendoza en el 2021

y Tripi et al. en el 2006, quienes enfatizan que la longitud de fragmento tiene implicaciones en la estrategia de resolución clínica posterior a la fractura.

Finalmente, extrapolando estos hallazgos al contexto clínico, los resultados sugieren que el uso de instrumentos con mayor NCF, como Excalibur y Recip One File Blue en este estudio, podría ser ventajoso en casos de anatomía radicular compleja, como canales en forma de C, curvaturas dobles. Su uso podría reducir el riesgo de separación durante el procedimiento, facilitar la negociación segura del canal radicular y permitir al clínico aplicar movimientos de trabajo más efectivos sin comprometer la integridad del instrumento. Sin embargo, se debe tener presente que ningún sistema es infalible, y que factores como el número de usos, la técnica de instrumentación, el glide path adecuado y la irrigación siguen siendo determinantes en la prevención de fracturas. No obstante, este estudio reafirma la relevancia de los tratamientos térmicos en la mejora de las propiedades mecánicas de los instrumentos NiTi. Asimismo, como se observa en la literatura, no todos los tratamientos térmicos generan el mismo nivel de mejora, y su efecto depende de la interacción con otras variables como geometría, núcleo metálico, y modo de activación (Rojas Mendoza, 2021; Topçuoğlu et al., 2016; Tripi et al., 2006).

CONCLUSIONES

Este estudio aporta datos comparativos sobre la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas Excalibur, Recip One File Blue y One Reci. Excalibur demostró una resistencia superior, alineándose con estudios que destacan los beneficios de los tratamientos térmicos avanzados y la cinemática recíprocante. One Reci mostró una menor resistencia en estas condiciones experimentales. Se observaron diferencias significativas en la longitud de los fragmentos, aunque su relevancia clínica es incierta. Si bien los resultados *in vitro* son útiles para comprender las propiedades mecánicas relativas, deben interpretarse con cautela y considerarse junto con otros factores al tomar decisiones clínicas para optimizar la seguridad y el éxito del tratamiento endodóntico.

En conclusión, los sistemas Excalibur y Recip One File Blue demostraron una mayor resistencia a la fatiga cíclica en comparación con One Reci, evidenciando la influencia significativa del tratamiento térmico de las limas analizadas y del diseño de las acciones transversal en el rendimiento mecánico de los instrumentos. Aunque Excalibur presentó el mayor número de ciclos hasta la fractura, Recip One File Blue mostró un desempeño comparable, respaldado por su tratamiento térmico tipo Blue y su diseño de lima única con conicidad mayor a Excalibur, lo que sugiere que ambos sistemas ofrecen un margen de seguridad clínica adecuado en anatomías complejas. La longitud de los fragmentos también varió entre los grupos, con implicaciones clínicas relevantes en caso de fractura. Si bien la metodología dinámica empleada mejora la validez de los resultados, se reconoce la temperatura ambiente como una limitación. Estos hallazgos reafirman la importancia de considerar no solo el tipo de aleación, sino también el diseño del instrumento y su aplicación clínica específica para optimizar la seguridad y eficacia del tratamiento endodóntico.

RECOMENDACIONES

Se sugiere realizar estudios adicionales que permitirán evaluar de manera más detallada la resistencia a la fatiga, por ejemplo, la fatiga torsional de los instrumentos analizados.

Mejorar el diseño del dispositivo que se empleó para el análisis de este estudio, lo que permitirá llevar a cabo investigaciones adicionales con una muestra más amplia que la utilizada en este estudio.

Asimismo, incluir más sistemas con distintos tratamientos térmicos o diseños de sección transversal para evaluar si los resultados se repiten en diferentes condiciones, así como explorar diferentes ángulos y radios de curvatura.

Implementar modelos con irrigación activa y movimiento alternante para simular de forma más realista las condiciones del sistema de conducto.

REFERENCIAS

1. Adigüzel, M., & Turgay, B. (2017). Comparison of the Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc and Reciproc Blue Nickel-Titanium Instruments in Artificial Canals with Single and Double (S-shaped) Curvatures. *European endodontic journal*, 2(1), 1–4. <https://doi.org/10.14744/eej.2017.17038>

2. Alapati, S. B., Brantley, W. A., Iijima, M., Clark, W. A., Kovarik, L., Buie, C., Liu, J., & Ben Johnson, W. (2009). Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 35(11), 1589–1593.).

3. Amza, O., Dimitriu, B., Suci, I., Bartok, R., & Chirila, M. (2020). Etiology and Prevention of an Endodontic Iatrogenic Event: Instrument Fracture. *Journal of medicine and life*, 13(3), 378–381. <https://doi.org/10.25122/jml-2020-0137>

4. Aranguren, J., Oliveros-Porras, F., Ramírez-Muñoz, A., Pérez, I., Salamanca-Ramos, M., Aazzouzi-Raiss, K., & Pérez, A. R. (2024). Comparative Analysis of NiTi Instruments with Different Alloy Treatments. *Materials (Basel, Switzerland)*, 17(19), 4817. <https://doi.org/10.3390/ma17194817>

5. Berutti, E., Paolino, D. S., Chiandussi, G., Alovise, M., Cantatore, G., Castellucci, A., & Pasqualini, D. (2012). Root canal anatomy preservation of WaveOne reciprocating files with or without glide path. *Journal of endodontics*, 38(1), 101–104.

6. Buchanan S. Chapter 7: Cleaning and Shaping Root Canal Systems. *Pathways of the Pulp*, 5th edn. St. Louis: Cohen and Burns, Mosby-Yearbook, 1991.

7. Chow, D., Stover, S., Bahcall, J., Jaunberzins, A., & Toth, J. (2005). An In Vitro Comparison of the Rake Angles Between K3 and ProFile Endodontic File Systems. *Journal Of Endodontics*, 31(3), pp. 180-182
8. Dablanca-Blanco, A. B., Castelo-Baz, P., Miguéns-Vila, R., Álvarez-Novoa, P., & Martín-Biedma, B. (2022). Endodontic Rotary Files, What Should an Endodontist Know? *Medicine (Kaunas, Lithuania)*, 58(6), 719.
9. De-Deus, G., Moreira, E. J., 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
10. Deus, G. D., Emmanuel, J., Souza, E., Versiani, M., & Zoulo, M. (2002). *Shaping for cleaning the root canals*. Switzerland: Springer.
11. De-Deus G, Nogueira E, Leal V, Goncalves F, Elias C, Plotino G, et al. Blue Thermomechanical Treatment Optimizes Fatigue Resistance and Flexibility of the Reciproc Files. *JOE*. 2016;; p. 1-5.
12. Dederich, D. N., & Zakariasen, K. L. (1986). The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, 61(2), 192–196
13. De Pedro-Muñoz, A., Rico-Romano, C., Sánchez-Llobet, P., Montiel-Company, J. M., & Mena-Álvarez, J. (2024). Cyclic Fatigue Resistance of Rotary versus Reciprocating Endodontic Files: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of clinical medicine*, 13(3), 882. <https://doi.org/10.3390/jcm13030882>
14. Elahinia, Mohammad H., et al. Manufacturing and processing of NiTi implants: A review. *Progress in materials science*, 2012, vol. 57, no 5, p. 911- 946.

15. Ferreira, F., Adeodato, C., Barbosa, I., Aboud, L., Scelza, P., & Zaccaro Scelza, M. (2017). Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *International endodontic journal*, 50(2), 143–152. <https://doi.org/10.1111/iej.12613>

16. Fukumori, Y., Nishijyo, M., Tokita, D., Miyara, K., Ebihara, A., & Okiji, T. (2018). Comparative analysis of mechanical properties of differently tapered nickeltitanium endodontic rotary instruments. *Dental materials journal*, 37(4), 667–674. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-312>

17. Gambarini, G., Seracchiani, M., Zanza, A., Miccoli, G., Del Giudice, A., & Testarelli, L. (2021). Influence of shaft length on torsional behavior of endodontic nickel-titanium instruments. *Odontology*, 109(3), 568–573. <https://doi.org/10.1007/s10266-020-00572-2>

18. Gambarini G, Gergi R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *Int Endod J*. 2012 Sep;45(9):802-6.

 Gambarini, G., Rubini, A. G., Al Sudani, D., Gergi, R., Culla, A., De Angelis, F., Di Carlo, S., Pompa, G., Osta, N., & Testarelli, L. (2012). Influence of different angles of reciprocation on the cyclic fatigue of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 38(10), 1408–1411.

19. Gavini, G., Santos, M. D., Caldeira, C. L., Machado, M. E. L., Freire, L. G., Iglecias, E. F., Peters, O. A., & Candeiro, G. T. M. (2018). Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian oral research*, 32(suppl 1), e67. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067>

20. Gündoğar, M., & Özyürek, T. (2017). Cyclic Fatigue Resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue Nickel-titanium Instruments. *Journal of Endodontics*, 43(7), 1192–1196.
21. Gu, Y., Kum, K. Y., Perinpanayagam, H., Kim, C., Kum, D. J., Lim, S. M., Chang, S. W., Baek, S. H., Zhu, Q., & Yoo, Y. J. (2017)
22. Gluskin A, Brown D, Buchanan S. Comparison of shaping outcome between variably-tapered nickel titanium GT Rotary Files and traditional stainless-steel instruments in the hands of novice dentists. *International Endodontic Journal* 2001; 34: 1–8
23. Ha, J. H., Kwak, S. W., Sigurdsson, A., Chang, S. W., Kim, S. K., & Kim, H. C. (2017). Stress Generation during Pecking Motion of Rotary Nickel-titanium Instruments with Different Pecking Depth. *Journal of endodontics*, 43(10), 1688–1691. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.04.013>
24. Inan U, Aydin C. Comparison of cyclic fatigue resistance of three different rotary nickel-titanium instruments designed for retreatment. *J Endod*. 2012 Jan;38(1):108-11.
25. Jovanović-Medojević, M., Dragičević, A., Milanović, I., Matija, L., & Živković, S. (2023). Opto-magnetic imaging spectroscopy in analyzing rotary NiTi endodontic instruments. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 141, 105789. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.105789>
26. Lask, J. T., Walker, M. P., Kulild, J. C., Cunningham, K. P., & Shull, P. A. (2006). Variability of the diameter and taper of size #30, 0.04 nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics*, 32(12), 1171–1173.
27. Lopes, H. P., Elias, C. N., Vieira, V. T., Moreira, E. J., Marques, R. V., de Oliveira, J. C., Debelian, G., & Siqueira, J. F., Jr (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.2010.06.026>
28. Luebke, N. H., & Brantley, W. A. (1991). Torsional and metallurgical properties of rotary endodontic instruments. 2. Stainless steel Gates Glidden drills. *Journal of endodontics*, 17(7), 319–323
29. Luebke, N. H., & Brantley, W. A. (1990). Physical dimensions and torsional properties of rotary endodontic instruments. 1. Gates Glidden drills. *Journal of endodontics*, 16(9), 438–441. [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(06\)81887-x](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(06)81887-x)
30. Mecholsky, J. J., Jr, Barrett, A. A., Jones, C. T., Pace, K. M., & Nair, U. P. (2020). Fractographic analysis of separated endodontic file designs. *Journal of materials science. Materials in medicine*, 31(11), 104. <https://doi.org/10.1007/s10856-020-06432-3>
31. Parashos, P., & Messer, H. H. (2006). Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of Endodontics*, 32(11), 1031–1043.
32. Pedullà, E., Plotino, G., Scibilia, M., Grande, N. M., De Santis, D., Pardo, A., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2019). Cyclic fatigue comparison among endodontic instruments with similar cross section and different surface coating. *Minerva stomatologica*, 68(2), 67–73. <https://doi.org/10.23736/S0026-4970.17.04009-2>
33. Pirani, C., Cirulli, P. P., Chersoni, S., Micele, L., Ruggeri, O., & Prati, C. (2011). Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 37(7), 1013–1016. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.04.009>

34. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G .(2009). A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. J Endod. nov;35(11):1469-76.
35. Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G. (2010) Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. Int Endod J. Mar;43(3):226-30.
36. . G. Plotino, N.M. Grande, L. Testarelli, G. Gambarini. (2012). Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. Int Endod J, 45, pp. 614-618
37. Plotino, G., Ahmed, H. M., Grande, N. M., Cohen, S., & Bukiet, F. (2015). Current Assessment of Reciprocation in Endodontic Preparation: A Comprehensive Review--Part II: Properties and Effectiveness. Journal of endodontics, 41(12), 1939–1950. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.08.018>
38. Ruddle, C. (2000). Nickel titanium Rotary Systems: Review of Existing Instruments and Geometries. Dent Today, 19(10)
39. Shen Y, Cheung GS, Peng B, Haapasalo M. (2009) Defects in nickeltitanium instruments after clinical use. Part 2: fractographic analysis of fractured surface in a cohort study. J Endod.;35:133–6.
40. Schäfer, E., Bürklein, S., & Donnermeyer, D. (2022). A critical analysis of research methods and experimental models to study the physical properties of NiTi instruments and their fracture characteristics. *International endodontic journal*, 55 Suppl 1, 72–94. <https://doi.org/10.1111/iej.13673>
41. Shivakumar, A., & Kalgeri, S. (2016). Peregrination of endodontic tools to present. Journal Of The International Clinical Dental Research Organization, 8(1), pp. 89-92.

42. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W.(1997). Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod.* Mar;23(3):141-5.
43. Thompson S. A. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal*, 33(4), 297–310.
44. Topçuoğlu, H. S., Düzgün, S., Aktı, A., & Topçuoğlu, G. (2017). Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *International endodontic journal*, 50(7), 713–717. <https://doi.org/10.1111/iej.12674>
45. Tsao, C. C., Liou, J. U., Wen, P. H., Peng, C. C., & Liu, T. S. (2013). Study on bending behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments by analytical and numerical analyses. *International endodontic journal*, 46(4), 379–388.
46. Tripi, T. R., Bonaccorso, A., & Condorelli, G. G. (2006). Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 102(4), e106–e114. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2005.12.012>
47. Vidal, C. (2007). Geometría, indigerible pero interesante. El porqué de la variedad. *Gaceta Dental*, 182, 104-114
48. Walia H , Brantley WA , Gerstein H. (1988). Una investigación inicial de las propiedades de flexión y torsión de las limas de nitinol para conductos radiculares. *Journal Endodontic*: 14 : 346 – 351)
49. Young, G.R., Parashos, P., & Messer, H. H. (2007). The principles of techniques for cleaning root canals. *Australian dental journal*, 52(1 Suppl), S52–S63. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2007.tb00526.x>
50. Zanza, A., Russo, P., Di Matteo, P., Reda, R., Di Nardo, D., Gambarini, G., & Testarelli, L. (2022). Mechanical properties and metallurgical features of two

similar endodontic rotary instruments with different heat treatments (FireWire™ and Gold). *Science Progress*, 105(2).

51. Zinelis, S., Magnissalis, E. A., Margelos, J., & Lambrianidis, T. (2002). Clinical relevance of standardization of endodontic file dimensions according to the ISO 3630-1 specification. *Journal of endodontics*, 28(5), 367–370
52. 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>

INDICE DE ANEXOS

ANEXOS A CUADRO DE SELESCCION Y CARCATERISTICA DE EXCALIBUR, RECIP ONE FILE BLUE ONE Y ONE RECI

Lima	Marca (casa comercial)	Tapper	Perfil de sección	Torque y velocidad	Aleación	Longitud de la lima	Elasticidad	Tipo de rotación
Recip One File Blue	Rogin	25.08	En forma de S	V: 350 rpm 150 A 30 H	Blue	25 mm	Si	Reciprocante
Excalibur	Zarc	25.05		V: 500 rpm 150A 30 H	Gold	25mm	Si	Reciprocante
One reci	Micromega	25.06	variable en triangular y en S	V: 400rpm 170A 60H	C wire	25mm	Si	Reciprocante

ANEXO B. VALORES NÚMERO DE CICLOS DE FALLA

GRUPO # 1 EXCALIBUR

<i>Muestra</i>	Tiempo (s)	NFC (número de ciclos al fallo)
1	252	2100
2	501	4175
3	263	2191,7
4	243	2025,0
5	332	2766,7
6	332	2766,7
7	399	3325,0
8	315	2625,0
9	315	2625,0
10	417	3475,0
11	207	1725,0
12	373	3108,3
13	369	3075,0
14	481	4008,3
15	293	2441,7

**GRUPO # 2 RECIP
ONE FILE BLUE**

<i>Muestra</i>	Tiempo (s)	NFC (número de ciclos al fallo)
1	387	2257,5
2	423	2467,5
3	516	3010
4	424	2473,3
5	300	1750,0
6	495	2887,5
7	456	2660,0
8	490	2858,3
9	465	2712,5
10	520	3033,3
11	470	2741,7
12	530	3091,7
13	435	2537,5
14	480	2800,0
15	455	2654,2

GRUPO # 3 ONE RECI

<i>Muestra</i>	Tiempo (s)	NFC (número de ciclos al fallo)
1	137	913,3
2	222	1480,0
3	170	1133,3
4	231	1540,0
5	242	1613,3
6	262	1746,7
7	295	1966,7
8	157	1046,7
9	230	1533,3
10	225	1500,0
11	268	1786,7
12	240	1600,0
13	235	1566,67
14	225	1500,00
15	285	1900,00

ANEXO C VALORES LONGITUD DE FRAGMENTOS

GRUPO # 1 EXCALIBUR

<i>muestra</i>	fragmentos en mm
1	7
2	8
3	5.6
4	3
5	6.5
6	6.5
7	3
8	7.5
9	3
10	8
11	7
12	7
13	3
14	5
	5
15	3

GRUPO # 2 RECIP ONE FILE BLUE

<i>muestra</i>	fragmentos en mm
1	3
2	3.5
3	2.5
4	2.5
5	2.5
6	3
7	3
8	2.5
9	2.5
10	2.5
11	2.5
12	2.5
13	3
14	3.5
15	3

GRUPO # 3 ONE RECI

<i>muestra</i>	fragmentos en mm
<i>1</i>	4.5
<i>2</i>	4
<i>3</i>	4.5
<i>4</i>	4
<i>5</i>	3
<i>6</i>	3.5
<i>7</i>	3
<i>8</i>	3.5
<i>9</i>	3.5
<i>10</i>	3.5
<i>11</i>	4
<i>12</i>	4
<i>13</i>	3.5
<i>14</i>	3
<i>15</i>	4