UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SINALOA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

RESISTENCIA A LA FRACTURA EN LOS DIFERENTES TRATAMIENTOS TÉRMICOS DE LOS INSTRUMENTOS MECANIZADOS DE NÍQUEL-TITANIO.

No. De registro: 2026-5

Tesis que presenta:

CD. Ximena Espinoza Meza

PARA OBTENER EL GRADO DE ESPECIALISTA EN ENDODONCIA

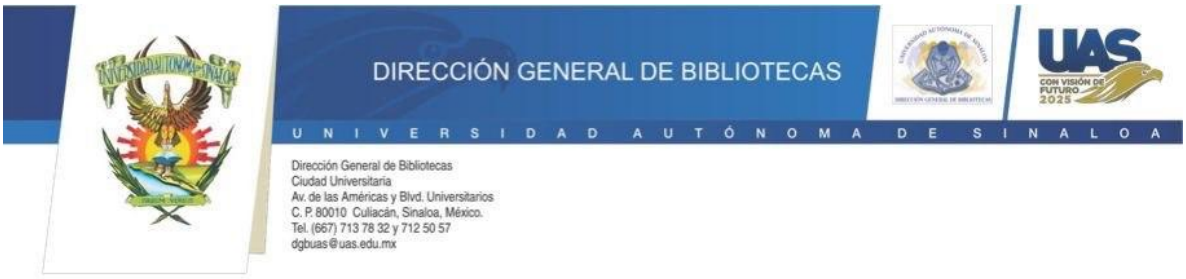
Directores de tesis:

Dra. Adelina Rocha López

Dr. Alfredo del Rosario Ayala Ham

Culiacán, Sinaloa, México, Enero de 2026.

RESTRICCIONES DE USO



UAS-Dirección General de Bibliotecas

Repositorio Institucional Buelna

Restricciones de uso

Todo el material contenido en la presente tesis está protegido por la Ley Federal de Derechos de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

Queda prohibido la reproducción parcial o total de esta tesis. El uso de imágenes, tablas, gráficas, texto y demás material que sea objeto de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente correctamente mencionando al o los autores del presente estudio empírico. Cualquier uso distinto, como el lucro, reproducción, edición o modificación sin autorización expresa de quienes gozan de la propiedad intelectual, será perseguido y sancionado por el Instituto Nacional de Derechos de Autor.

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Atribución-No Comercial Compartir Igual, 4.0 Internacional



FINANCIAMIENTO

Beca Conacyt 1320276

DEDICATORIA

Ésta tesis va dedicada principalmente a mis padres Ofelia y Jorge, a mis hermanos Juan Alberto, Arturo y Rodolfo, por creer en mí, por su amor, sus palabras de aliento, y sus sacrificios silenciosos para poder haberme dado la oportunidad de cumplir un sueño y poder estudiar una especialidad. Por todo su apoyo, paciencia y comprensión durante todo este proceso, sin su apoyo nada de esto hubiera sido posible, este logro es tanto mío como de ustedes.

A Daniel, por todo su apoyo incondicional a lo largo de estos años y paciencia durante este proceso, por siempre estar presente, por sus palabras de aliento y siempre impulsarme a poder creer en mi cuando yo misma dudaba de poder lograrlo y ayudarme a no rendirme.

A mis amigas, por ser mi hombro para desahogarme y siempre darme ánimos para seguir adelante durante estos años.

Y finalmente a mí, pese a que no fue un camino fácil, y siempre tuve dudas de poder lograrlo, nunca me di por vencida y pude lograr esta anhelada meta.

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer principalmente al posgrado de Endodoncia y a la Dra. Yolanda Castro por abrirme las puertas y permitirme continuar con mi preparación académica.

A todos los doctores de la Especialidad, por guiarnos y compartir su conocimiento tanto clínico como teórico con nosotros, por su paciencia y ayuda para poder ser mejores profesionales cada día.

A Conacyt por haberme otorgado una beca la cual fue de suma importancia para el sustento de mis estudios.

A mis asesores de tesis, a la Dra. Adelina Rocha López y el Dr. Alfredo Ayala Ham, por su paciencia, acompañamiento, dedicación y motivación la cual fue fundamental durante la elaboración de este proyecto. Dra. Adelina; gracias por creer en mí, gracias por las risas, enseñanzas y alegrarnos los días de clínica con su bella personalidad, fue muy bonito poder coincidir con usted en este camino. Dr. Alfredo; gracias por las enseñanzas, los regaños los cuales hoy comprendo siempre fueron para hacerme mejorar y por haberme dado la oportunidad de poder aprenderle y ver que la endodoncia era otro mundo a lo que yo imaginaba recién egresada de licenciatura.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN 13

2. MARCO TEÓRICO 14

2.1 ENFERMEDAD PULPAR 14

2.2 TRATAMIENTO DE CONDUCTOS 14

2.3 PREPARACIÓN DEL CONDUCTO RADICULAR 15

2.4 LIMAS ENDODÓNTICAS 16

2.4.1 Limas tipo K 16

2.4.2 Instrumentos rotatorios 17

2.5 FABRICACIÓN DE LAS LIMAS ENDODÓNTICAS 20

2.5.1 Electropulido 20

2.5.2 Torsión 21

2.5.3 Torneado 21

2.6 FASES DE LIMA NÍQUEL TITANIO 22

2.6.1 Austenita 22

2.6.2 Martensita 23

2.7 TRATAMIENTOS TÉRMICOS 23

2.7.1 Primera generación instrumentos fabricados con níquel titanio (NiTi). . 24

2.7.2 Segunda generación instrumentos fabricados con NiTi fase R. 25

2.7.3 Tercera generación instrumentos fabricados con NiTi M-Wire. 25

2.7.4 Cuarta generación instrumentos fabricados con NiTi CM- Wire y descarga eléctrica. 26

2.7.5 Quinta generación instrumentos fabricados con tratamiento blue y gold. 27

2.7.6 Sexta generación instrumentos fabricados con tratamiento Max Wire. 27

2.8 METALURGIA DEL INSTRUMENTO ROTATORIO 28

2.8.1 Movimiento continuo 28

2.8.1 Movimiento Reciprocante/Adaptativo 29

2.9 DESVENTAJAS DE LAS LIMAS 29

2.9.1 Fatiga cíclica 30

2.9.2 Fractura por torsión *30*
2.9.3 Fractura por flexión *31*
2.9.4 Deformación Elástica *31*
2.9.5 Deformación plástica *32*
2.10 ANTECEDENTES 32
3. PLANTEAMIENTO DE PROBLEMA 34
4. JUSTIFICACIÓN 35
5. HIPÓTESIS 36
6. OBJETIVOS 37
6.1 OBJETIVO GENERAL 37
6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS 37
7. MATERIALES Y MÉTODOS 38
7.1 LUGAR DE REALIZACIÓN 38
7.2 MODELO GENERAL DEL ESTUDIO 38
7.3 TIPO DE ESTUDIO 38
7.4 MÉTODO DE MUESTREO 38
7.5 MUESTRA 38
7.6 TAMAÑO DE MUESTRA 39
7.7 CRITERIOS DE SELECCIÓN 39
7.7.1 Criterios de Inclusión: *39*
7.7.2 Criterios de Exclusión: *39*
7.7.3 Criterios de Eliminación: *39*
7.8 METODOLOGÍA 40
8. RESULTADOS 41
8.1 TOTAL DE ARTÍCULOS OBTENIDOS 41
8.2 CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LOS ARTÍCULOS EVALUADOS 41
8.3 PRUEBAS MECÁNICAS APLICADAS 57
8.4 COMPORTAMIENTO DE LOS INSTRUMENTOS EVALUADOS 63
8.5 METALURGIA DE LOS INSTRUMENTOS ROTATORIOS 67

9. DISCUSIÓN 71

10. CONCLUSIÓN 73

11. PERSPECTIVAS 75

12. REFERENCIAS 76

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla #1. Artículos evaluados ……..…….42

Tabla #2. Comparación de pruebas mecánicas aplicadas en los estudios……58

Tabla #3. NCF de ciclos a la fractura de los tratamientos evaluados…… 64

Tabla #4 Comparación de tratamientos y metalurgia evaluados……68

ABREVIATURAS

Niti: Níquel titanio

SEM: Microscopia electrónica de barrido

NCF: Ciclos hasta la fractura

TTF: Tiempo hasta la fractura

NaOCI: Hipoclorito de sodio

WO: Wave One

RP: Reciproc

Tf: Twisted File

PTG: ProTaper Gold

PTU: ProTaper Universal

PTN: ProTaper Next

HFCM: HyFlex CM

HFEDM: HyFlex EDM

WOG: Wave One Gold

VTB: Vortex Blue

TS: TruShape

OS: OneShape

RPB: Reciproc Blue

RPM: Revoluciones por minuto

CM: Control memory

EDM: Electrical Discharge Machining

EDTA: Ácido Etilendiaminotetraacético

TYP CM: Thypoon CM

ISO: Organización Internacional de Normalización

VT: V-Taper

TFA: TF Adaptative

RESUMEN

Introducción: Los instrumentos de níquel-titanio (NiTi) desde su ingreso al área endodóntica tuvieron una gran aceptación gracias a sus excelentes características. Su tratamiento térmico facilita y disminuye el tiempo de trabajo en el tratamiento de conductos. Entre sus propiedades presentan flexibilidad y eficiencia de corte, no obstante, la fractura del instrumento sigue siendo un punto preocupante para el operador. Por lo tanto, el objetivo de esta revisión de la literatura es determinar de acuerdo con los resultados, las propiedades físicas de resistencia a la fractura por flexión y torsión de los diferentes tratamientos térmicos de los instrumentos mecanizados. **Materiales y métodos:** Se realizó una búsqueda bibliográfica exhaustiva en las bases de datos: Pubmed, Google Scholar, Scielo y Science Direct. Se seleccionaron artículos publicados en revistas de alto impacto como Eruopean Endodontic Journal, Dental Material Journal, Journal of Oral Science, Australian Dental Journal, Journal of endodontics. **Resultados:** Basado en nuestra estrategia de búsqueda 50 artículos cumplieron con los criterios de selección. Los tratamientos que demostraron una mayor resistencia a la fractura por torsión fue Control Memory (CM) y Electro Discharge MAchining (EDM), teniendo ciclos hasta la fractura más altos, haciéndolos más aptos para utilizarse en conductos con curvaturas. Por otra parte, Gold presentó mayor resistencia a la fractura por flexión gracias a su fase martensítica que se adapta fácilmente a las curvaturas y es más flexible. **Conclusión:** Los hallazgos pueden confirmar que los tratamientos térmicos otorgan ventajas especificas al instrumento, por lo que la selección deberá basarse con la anatomía interna radicular de cada órgano dental. Los tratamientos térmicos CM, EDM y Gold, presentan un avance en la reducción de fractura. **Palabras clave:** “fracture strength”, “heat treatment”, “nickel-titanium alloy” “thermo-mechanical treatment” “nickel-titanium rotary instrument”

ABSTRACT

Introduction: Nickel–titanium (NiTi) instruments, since their introduction into the field of endodontics, have been widely accepted due to their excellent characteristics. Their thermal treatment facilitates root canal procedures and reduces working time. Among their properties are flexibility and cutting efficiency; however, instrument fracture remains a matter of concern for the operator. Therefore, the aim of this literature review is to determine, based on the reported results, the physical properties related to resistance to fracture by bending and torsion of the different thermal treatments applied to mechanized instruments. **Materials and Methods:** An exhaustive literature search was conducted in the following databases: PubMed, Google Scholar, SciELO, and ScienceDirect. Articles published in high-impact journals such as the European Endodontic Journal, Dental Materials Journal, Journal of Oral Science, Australian Dental Journal, and Journal of Endodontics were selected. **Results:** Based on our search strategy, 50 articles met the selection criteria. The treatments that demonstrated greater resistance to torsional fracture were Control Memory (CM) and Electro Discharge Machining (EDM), showing higher cycles to fracture, which makes them more suitable for use in curved canals. On the other hand, the Gold treatment showed greater resistance to flexural fracture due to its martensitic phase, which easily adapts to canal curvatures and provides greater flexibility. **Conclusion:** The findings confirm that thermal treatments provide specific advantages to endodontic instruments; therefore, their selection should be based on the internal radicular anatomy of each tooth. CM, EDM, and Gold thermal treatments represent an advancement in reducing instrument fracture. **Keywords:** “fracture strength”, “heat treatment”, “nickel-titanium alloy”, “thermo-mechanical treatment”, “nickel-titanium rotary instrument”

1. INTRODUCCIÓN

La terapia endodóntica tiene como objetivo combatir la pulpitis también conocida como inflamación de la pulpa dental, la cual comienza por afecciones como la caries, traumatismos o infecciones, provocando que el daño pulpar sea irreversible y exista la necesidad de realizar un tratamiento de conductos, el cual tiene como objetivo la desinfección del conducto radicular a través de la preparación biomecánica, para poder obtener una obturación tridimensional lo más hermética posible y así evitar la entrada de microorganismo a los conductos radiculares.

La preparación biomecánica se realiza instrumentando los conductos radiculares, con ayuda de limas endodónticas para ampliar y regular las paredes del conducto sin alterar la anatomía original, para poder eliminar de manera más eficiente los microorganismos, tejido pulpar y restos de dentina con ayuda de soluciones irrigantes y aspiración, para proporcionar un adecuado diámetro para el material de obturación (1).

Los instrumentos de níquel-titanio (NiTi) desde su ingreso al área endodóntica tuvieron una gran aceptación gracias a sus excelentes características, ya que gracias a su tratamiento térmico hacen más fácil y disminuyen el tiempo de trabajo en el tratamiento de conductos, lo que se traduce a una instrumentación más eficiente, rápida y conservadora, lo que hizo que el NiTi fuera más popular y su uso clínico se incrementara (2). Entre sus propiedades tenemos la flexibilidad y eficiencia de corte, no obstante, la fractura del instrumento sigue siendo un punto preocupante para el operador (3,4).

Se han creado diferentes opciones para evitar este tipo de contratiempos, como variaciones en los movimientos del instrumento y tratamientos térmicos que hace al instrumento acreedor de mejores características como alta flexibilidad y resistencia a fracturas y torsión (4).

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Enfermedad pulpar

La pulpa dental es un tejido conjuntivo laxo que ocupa la cavidad central del órgano dental (cámara pulpar y conducto radicular) esta se comunica con el ligamento periodontal a través del foramen apical o de foraminas apicales, también por medio de su variada anatomía interna como lo son los conductos laterales, por los cuales recorren elementos vasculares y nerviosos (5).

Los órganos dentales comparten el microambiente de la cavidad bucal con aproximadamente 500 especies bacterianas. Cuando el esmalte y dentina están intactos, actúan como una barrera que defienden a la pulpa, si esta barrera se rompe, algunos microorganismos pueden llegar hasta ella y afectarla(5).

La inflamación en la pulpa dental se relaciona con alteraciones vasculares y microbianas, que sirven como recursos capaces de incitar estímulos en las terminaciones nerviosas, causando un posible estado clínico del tejido pulpar, inflamado o sano, pero aún vital (6).

En medida en la que la enfermedad pulpar avanza, el estado inflamatorio de la pulpa puede evolucionar a una pulpitis irreversible, y en esta fase es necesario eliminar el tejido enfermo, causado principalmente por microrganismos (7).

Al no ser eliminados, las bacterias proliferan en el interior del conducto y causan la muerte de la pulpa dental, a este proceso se le conoce como necrosis pulpar, siendo inexistente una vascularización y los nervios pulpares son disfuncionales (7, 8).

2.2 Tratamiento de conductos

Sabiendo que la necrosis pulpar, junto con otras alteraciones de la pulpa tienden a generar ambientes incapaces de recuperase por sí mismo, el tratamiento de conductos será una intervención necesaria. Cuando la pulpa sufre un daño y no es posible

recuperarse será necesario realizar un tratamiento de conductos. El cual consiste en diferentes pasos para la preparación biomecánica del conducto radicular, utilizando como ayuda herramientas para poder lograrlo, esto consiste en realizar un buen acceso coronal, preparación biomecánica del conducto radicular, desinfección y una obturación lo más herméticamente posible.

El tratamiento de conducto radicular tiene resultados predecibles muy buenos, tanto en casos fáciles, como en los más complejos. Diversos estudios han informado porcentajes de éxito de hasta el 95% en el tratamiento de órganos dentales con diagnóstico de pulpitis irreversible, y el 85% en órganos dentales necróticos (5,7).

2.3 **Preparación del conducto radicular**

Para poder alcanzar estos porcentajes de éxito, será necesario y fundamental que todas las fases del tratamiento de conductos se realicen de una manera adecuada. Todas las fases del tratamiento de conductos deben considerarse importantes, pero la preparación del conducto es la responsable en dar una conformación uniforme y continua en sentido ápice-corona, como señalo Shilder en 1974, para que el sellado radicular sea lo más hermético posible (6,9).

La preparación biomecánica se ejecuta por medio de la instrumentación de los conductos radiculares, que no es más que la ampliación y regularización de las paredes del conducto, complementada con la irrigación, aspiración e inundación con soluciones irrigantes, teniendo como resultado la función de limpieza mecánica en diagnósticos de pulpa vital y limpieza mecánica y acción antibacteriana en los casos de un diagnóstico de necrosis pulpar (6).

2.4 **Limas endodónticas**

Para poder llevar a cabo, dicha instrumentación, en necesario utilizar instrumentos accionados manualmente denominados limas. Como su nombre lo dice, las limas son instrumentos que ensanchan los conductos con movimientos de introducción y salida apicocoronales. En un inicio, los instrumentos para los conductos radiculares se fabricaban de acero al carbono. Consecutivamente, el uso de acero inoxidable mejoró considerablemente la calidad de los instrumentos (7).

Asimismo, la fabricación de los instrumentos requiere de precisión en su diseño, siendo fabricados a partir de vástagos metálicos lo cuales suelen ser cuadrangulares, circulares o triangulares, que se tornean o torsionan conforme a las características de cada instrumento (9).

En lo que respecta a la estructura de la lima endodóntica, esta se compone de tres partes principales:

Mango: generalmente es de plástico, con forma cilíndrica y extremos redondeados, superficie estriada que permite mejor la presión. Cuenta con un color para identificar el número de cada instrumento.

Vástago: segmento que conecta el mango y la parte activa.

Parte activa: desarrolla el trabajo inherente al instrumento, y define sus características tales como: conicidad, sección transversal, y conicidad las cuales son responsables del corte y conformación.

Guía de penetración; se refiere al extremo de la parte activa y con forma única para cada tipo de instrumento (6).

2.4.1 Limas tipo K

Comprendiendo la estructura de los instrumentos endodónticos, será posible el poder comprender mejor las características y diseño de cada lima las cuales son

determinantes durante la instrumentación. (10) Las limas tipo K inicialmente fueron fabricadas por Kerr Manufacturing Co. a comienzos del siglo XX; por consiguiente, el nombre de limas tipo K. Se fabrican torsionando una pieza metálica triangular o cuadrada en su eje mayor, para crear hojas de corte parcialmente horizontales.

En el transcurso del proceso de fabricación, se pulen tres o cuatro superficies planas equiláteras a profundidades crecientes en los laterales de un fragmento de alambre y se obtiene una forma piramidal. Consecutivamente el alambre se estabiliza de un extremo y se gira el extremo distal para formar el instrumento en espiral. El número de espirales y lados definirá si el instrumento actúa mejor como lima o como ensanchador. Los instrumentos de tipo K son eficientes para penetrar y ensanchar los conductos radiculares (7).

Técnicamente, las limas tipo K, junto con el movimiento de cateterismo resultan útiles para la exploración del conducto radicular, ejerciendo presión en dirección al ápice y rotando la lima en dirección horario y antihorario simultáneamente (9).

2.4.2 Instrumentos rotatorios

Concluyendo la fase exploratoria con instrumentos manuales, la conformación de los conductos radiculares puede realizarse utilizando sistemas rotatorios, los cuales permiten una mejor limpieza y moldeado del espacio en el conducto radicular con una mayor eficiencia, manteniendo la anatomía original del conducto sin provocar alteraciones como desviaciones o perforaciones (11).

En el transcurso de los años, la instrumentación en endodoncia ha evolucionado de una manera significativa, fomentando la necesidad de mejorar la seguridad, capacidad de corte, eficiencia y adaptación a la anatomía interna del sistema de conductos radiculares, a su vez, los instrumentos endodónticos fueron cambiando y mejorando sus propiedades de resistencia a la torsión, capacidad de corte y flexibilidad (12).

Estos avances representan la cuarta generación en el proceso de progresión y simplificación de la endodoncia. otorgando ventajas como preparación del conducto en menor tiempo y con menos complicaciones.

La aplicación de estos instrumentos otorga características importantes que ayudan a evitar alterar las curvaturas apicales, no transportar el foramen y no crear escalones, ni falsas vías (13).

Dichas características están relacionadas con el diseño de los instrumentos en los cuales se incluye su sección transversal, conicidad, diámetro, borde, radial land, estrías, ángulo de ataque, pitch y ángulo helicoidal, influyen en la flexibilidad, corte y resistencia del instrumento a las fracturas: (10).

- La conicidad es el aumento del diámetro de la lima por cada milímetro a lo largo de la superficie de trabajo, de la punta hasta el mango de la lima. Como ejemplo, un instrumento de calibre 25 con conicidad de 0.2 presentara un diámetro de 0.27 a 1 mm. de su punta y de 0.29 a 2 mm. de su punta.

- El diámetro corresponde a línea recta que fusiona dos puntos de un círculo, recorriendo su centro. Varia a lo largo de toda la lima por consecuencia de la forma cónica. Comprender el diámetro de la lima nos ayuda a conocer el tamaño de esta en su punto de curvatura, y gracias a esto evitar que una tensión se ejerza sobre la lima.

- La sección transversal es la forma geométrica que otorga la lima cuando es seccionada perpendicular al eje longitudinal, dispone la proporción de masa de la lima.

- El borde es la parte de la lima que se encuentra en contacto con la dentina radicular, y que resulta de la unión entre dos surcos.

- El radial land está diseñado para reducir la predisposición de la lima a atornillarse en el conducto, reduce el transporte radicular y restringe la profundidad de corte. Este diseño provoca que la lima no corte y solo desgaste el conducto, lo que provoca que se utilice más torsión y tiempo para ser efectivo el trabajo.

- Las estrías o surcos llevan a cabo la eliminación el tejido blando y los detritus de dentina de las paredes del conducto radicular. Son de mucha importancia en la eficiencia del corte de la lima. El que una lima tenga estrías más grandes, permite que tenga más corte porque se satura menos que una con estrías pequeñas.

- El ángulo helicoidal es el ángulo que se forma del filo el eje longitudinal de la lima. Es el encargado de que la lima corte por tracción o rotación y de eliminar los detritus de dentina que quedan en las estrías. Este puede ser variable o constante, contribuyendo en el grado de atornillado de la lima, y resulta de suma importancia referente a la torsión del instrumento.

- El ángulo de ataque es localizado en la sección transversal. Ángulo formado por el borde y el radio de la lima. Si el ángulo que se forma por el borde de ataque y la superficie a cortar es obtuso, entonces el ángulo de ataque será cortante o positivo. Por otro lado, si el ángulo que se forma por el borde de ataque y la superficie a cortar es agudo, este será no cortante o negativo.

- El pitch es la distancia entre puntos correspondientes de los cuales no se repite un patrón. Cuanto menor sea el pitch, más espirales habrá en la lima y su ángulo será mayor (14).

Diferentes estudios han demostrado que el diseño de la sección transversal del instrumento genera que se distribuyan las tenciones mecánicas a lo largo de este y afecten su resistencia mecánica. Por otro lado, una mayor masa o volumen genera mayor rigidez en el instrumento y así disminuya su resistencia a la fatiga cíclica, mientras que diseños con menor masa favorecen la flexibilidad y los hacen más adaptables a anatomías más curvas, generando más seguridad al instrumento (10).

2.5 **Fabricación de las limas endodónticas**

Una vez comprendido las características del instrumento se podrá apreciar la gran importancia del proceso de fabricación en el comportamiento del instrumento. De esta forma, su fabricación marco un giro crucial. Walia *et al.* introdujeron los instrumentos endodónticos fabricados de NiTi, demostrando que tienen mayor grado de flexibilidad elástica en flexión y torsión, y son más resistentes a la fractura por torsión, en comparación con los instrumentos de acero inoxidable igualmente fabricados (15).

2.5.1 Electropulido

Dentro de los grandes avances en la manufactura de los instrumentos, el electropulido (tratamiento superficial electroquímico) que fue introducido por FKG (La Chaux de Fonds, Suiza) en 1999, es uno de los tratamientos más relevantes. Después del proceso de mecanización, los instrumentos recibirán un tratamiento superficial, para aumentar la eficiencia de corte y al mismo tiempo reducir los defectos resultantes por los procesos de fabricación, otorgando una superficie del instrumento más lisa y brillosa y mejorando la resistencia a la fractura, eficiencia de corte y evitar la corrosión (16, 17).

2.5.2 Torsión

Por otro lado, otra técnica de fabricación es la torsión, la cual consiste en girar o rotar sobre el eje longitudinal de cuerpo cuando uno de sus extremos se encuentre fijo y entonces se someterá a rotar hacia la izquierda, lo que dará como resultado hélices con forma de espirales con dirección de derecha a izquierda, las cuales harán que el instrumento sea cortante (18).

El proceso de fabricación mediante torsión permite al instrumento conservar su continuidad de estructura, reduce las irregularidades y microgrietas que se pueden originar en el proceso de fabricado, vuelve al alambre más dúctil, lo que permite que se deforme sin generar microfracturas. Asimismo, el proceso de torsión influye a preservar la estructura del grano cristalino y reducir las irregularidades superficiales y así mejorar el comportamiento del instrumento (14).

2.5.3 Torneado

Por su parte, el torneado se realiza colocando el alambre en un torno micromecánico, que a su vez esta ira generando ciclos de calentamiento y enfriamiento en diferentes partes del alambre lo que provocara la formación del instrumento (18).

Este proceso de fabricación permite gran visibilidad del diseño de la sección transversal y conicidad del instrumento, aun así, puede generar irregularidades en la superficie y microdefectos que pueden ocasionar concentraciones de tensiones, lo que favorece la iniciación de grietas y aumenta el riesgo de fracturas por fatiga cíclica (14).

2.6 **Fases de lima níquel titanio**

La aleación de níquel-titanio fue desarrollada con éxito por primera vez por un programa espacial de EE. UU. en el Laboratorio de Artillería Naval, en el año de 1963 y fue llamada nitinol. Gracias a su superelasticidad, biocompatibilidad y efecto de memoria de forma, la aleación se utilizó para fabricar alambres de ortodoncia en 1971 y se dio a conocer como aleación con memoria de forma.

Civjan en 1975 propuso la fabricación de instrumentos de endodoncia utilizando NiTi, y el 1988, fue creada la primera lima manual de NiTi con alambre de ortodoncia. Posteriormente, en la década de 1990, se comenzó con la comercialización de las limas rotativas NiTi, y John McSpadden y Johnson, ambos apodados los padres fundadores de las limas rotatorias NiTi, crearon una lima de conicidad 0.02 en 1992 y el ProFile Orifice Shaper (Dentsply Sirona, EE. UU.). con conos de 0.04 y 0.06, respectivamente, en 1994. Hasta el día de hoy, se utilizan más de 160 sistemas rotativos de NiTi en la práctica clínica (19).

Estos sistemas rotatorios de NiTi se utilizan ampliamente en endodoncia debido a sus propiedades únicas derivadas de la transición austenita-martensita, incluidos la flexibilidad, efecto de memoria de forma y la superelasticidad (11). Dichas características metalúrgicas otorgan capacidades para poder modificar su estructura según las temperaturas o fuerzas aplicadas, para así poder facilitar al instrumento la adaptación al sistema de conductos radicular.

2.6.1 Austenita

La fase asténica, también conocida como fase madre o de alta temperatura, corresponde a cuando la aleación de NiTi se encuentra a temperatura ambiente. Esta fase austenítica se caracteriza por poseer un comportamiento elástico o una capacidad de que su material recupere su condición inicial luego de ejercer la fuerza que provoca la deformación (14).

Los Instrumentos que fueron sometidos termomecánicamente con predominio de fase austenítica, tienden a obtener mayor eficiencia de corte; aun así, demuestran una reducción en su flexibilidad en comparación con los instrumentos que poseen una fase martensítica en mayores porcentajes (8).

2.6.2 Martensita

En cambio, a la fase martensita se le conoce también como fase de baja temperatura, porque es aquí cuando la aleación de NiTi está a temperaturas bajas. La fase martensítica se distingue por tener una conducta más plástica, es decir, después de detener la fuerza que provoco la deformación, esta aleación mantendrá la deformación (14).

Cuando el instrumento contiene más proporción de fase martensítica muestra una flexibilidad superior, otorgando mayor resistencia a la fatiga cíclica y reducción del riesgo a fracturas ya que permite al instrumento deformarse con menor tensión interna, disminuyendo el daño estructural (8).

2.7 Tratamientos térmicos

La transformación entre austenita y martensita descrito previamente puede variar gracias a la aplicación de los tratamientos térmicos. Estos consisten en la acción de calentar una aleación a temperaturas determinadas y después enfriarlo controladamente, después de un lapso, todo esto para obtener propiedades específicas como SE y efecto de memoria de forma (SME). Estas dos propiedades están influenciadas por la temperatura, el tiempo de calentamiento y la velocidad de enfriamiento (20).

Las temperaturas para la transformación dependerán de la concentración de níquel de la aleación. En la parte rica en Ti, las temperaturas son casi independientes de la composición y rondan los 60°C. Por otro lado, la parte rica en Ni, con el aumento de

contenido de níquel dará como resultado una disminución drástica de la temperatura de transformación (16).

El objetivo de los tratamientos térmicos es reducir la rigidez por trabajo de la aleación con memoria de forma antes de su mecanizado, y también recuperar la superelasticidad soltando tensiones internas provocadas por el mecanizado, reduciendo la dureza y aumentando la ductilidad. Por ende, el tratamiento térmico antes o después de la mecanización es uno de los puntos primordiales utilizados para cambiar la disposición cristalina de la aleación y modificar el comportamiento de transformación de fase de NiTi. Por otro lado, el tratamiento térmico cambia las temperaturas de transformación como el inicio y acabado de martensita y austenita para disminuir valores de límite elástico (21).

2.7.1 Primera generación instrumentos fabricados con níquel titanio (NiTi).

Dicho lo anterior, es necesario comprender la transformación de la tecnología y las aleaciones NiTi en endodoncia y su influencia en el diseño del instrumento. Las limas NiTi se han desarrollado continuamente a lo largo de 30 años desde que la primera lima NiTi salió a la venta en 1992. En 2013, Haapasala las dividió en cinco generaciones.

La primera generación estaba constituida por ProFile, LightSpeed (Lightspeed Inc, San Antonio, TX, EE. UU.), Quantec (Sybron Endo, CA, EE. UU.), Greater Taper (Tulsa Dental Products, Tulsa, Okla) y Hero-642 (Micro- Mega, Besançon, Francia) en el año de 1990. Su enfoque principal fue el diseño geométrico para la lima, así como su sección transversal, su forma y la seguridad en el diseño de las superficies radiales para el filo de la lima (19).

2.7.2 Segunda generación instrumentos fabricados con NiTi fase R.

Dado que, con la finalidad de mejoras para las limitaciones mecánicas que resultaron en la primera generación de limas, se optó por la incorporación de otro tratamiento más específico que pudiera modificar la transformación del NiTi. El tratamiento térmico de las aleaciones de NiTi se ha elegido ampliamente para mejorar la flexibilidad y la resistencia a la fatiga cíclica de torsión. La aleación NiTi suele obtener un tratamiento térmico entre 450 y 550 ºC para dar propiedades de memoria de forma y superelásticidad.

El tratamiento térmico cambiara la temperatura transformando la fase de aleación de NiTi, para dar lugar a la fase R, que es blanda, dúctil, y se deforma fácilmente a la temperatura corporal, posee un modelo de corte más bajo y su deformación por transformación es menor que la de la fase martensita (17). Es el resultado intermedio otorgado durante la transformación de fase austenita-martensita, la cual da una alta resistencia a la fatiga cíclica y mayor flexibilidad (4).

2.7.3 Tercera generación instrumentos fabricados con NiTi M-Wire.

Las nuevas aleaciones continuaron en desarrollo para superar limitaciones en generaciones previas. En 2007, Tulsa Dental creo una nueva aleación de NiTi nombrada M-Wire, compuesta de Nitinol 508 (55,8 % de NiTI) este somete a tratamientos térmicos únicos a diferentes temperaturas antes de mecanizar los instrumentos (16).

El incremento de la resistencia a la fractura de los instrumentos es un tema de importancia para el avance de la tecnología de instrumentos rotatorios de NiTi. En los últimos 10 años, se lograron mejoras importantes para el diseño de los instrumentos, como sus procesos de fabricación y el control de las propiedades de sus materias primas. El desarrollo de M-Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK) es un avance que conlleva la mejora de propiedades de materia prima y en el procesamiento termomecánico patentado que se le da al alambre de NITI convencional.

M-Wire otorga un comportamiento de superelásticidad más capaz y con una reducción de defectos de red durante cada ciclo de carga-descarga, para dar mayor aumentando la resistencia a la fatiga de estos instrumentos, gracias a su mayor flexibilidad en comparación al NiTi. (22) M-Wire no está compuesto en su mayoría de austenita, contiene pequeñas cantidades de martensita y fase R a temperatura corporal, lo que puede sustentar su comportamiento mejorado (17).

2.7.4 Cuarta generación instrumentos fabricados con NiTi CM- Wire y descarga eléctrica.

El avance y búsqueda para una aleación mayormente estable y flexible dio paso a la introducción de la aleación Control Memory (CM-Wire). DS Dental (Johnson City, TN, EE. UU.) introdujo en 2010, instrumentos fabricados con tratamiento térmico CM-Wire. Después del mecanizado de Nitinol SE508, es llevado a un proceso de calentamiento y enfriamiento que le otorga control sobre su efecto de memoria de forma, obteniendo que los instrumentos sean precurvados, y poder tener una mayor resistencia a la fatiga y flexibilidad, y dar una preparación más centrada del conducto radicular y menos transporte. CM-WIRE contienen menos níquel (52%) que las aleaciones convencionales (54% a 57%), lo que hace mejor las propiedades mecánicas de la aleación (16).

CM-Wire se deforma fácilmente bajo estrés mecánico, pero después de calentarlo en un proceso de esterilización en autoclave recuperará su forma original, sucediendo una deformación invertida, lo que significa que seguirá deformándose después de la esterilización, por consecuente el instrumento debe desecharse. El tratamiento CM-Wire tienen mayor resistencia a la fatiga cíclica y flexibilidad que los instrumentos convencionales con tratamientos térmicos M-Wire y NiTi (14).

Por otro lado, la fabricación de instrumentos mediante un proceso de descarga eléctrica (EDM) se introdujo para aumentar la dureza a las superficies del instrumento y así mejorar la resistencia a las fracturas y la eficiencia de corte. Este proceso consiste en que un electrodo se desplazara a lo largo del instrumento ionizando el líquido

dieléctrico; las chispas generadas provocarán la evaporación de las partículas metálicas que se volverán sólidas y serán eliminadas por el fluido. La microestructura de los instrumentos fabricados por EDM, contienen gran porcentaje de martensita, el cual es alternado con austenita, lo que puede explicar su comportamiento mejorado (17,23).

2.7.5 Quinta generación instrumentos fabricados con tratamiento blue y gold.

La transformación de las aleaciones siguió en desarrollo con la introducción de tratamientos térmicos más avanzados que no solo buscaban modificar las propiedades mecánicas del instrumento, si no que generaran características que los distinguieran visiblemente, después del tratamiento térmico la aleación obtendrá una capa de óxido de titanio que cubrirá la superficie del instrumento. El espesor de esta capa en la aleación Azul es de 60 a 80 nm, y la aleación de Oro es de 100 a 140 nm (19).
Estos tratamientos tienen también memoria controlada y pueden deformarse. Lo que la diferencia de los instrumentos de tratamiento térmico CM Wire, es que estos se mecanizan antes de pasar por el tratamiento térmico. Los sistemas con limas tratadas térmicamente Gold y Blue cuentan con una mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga comparándolas con las aleaciones convencionales de NiTi y M-Wire. Pero si se compara con aleaciones de memoria controlada, como CM-Wire, la resistencia a la fatiga cíclica de esta será mayor (14).

2.7.6 Sexta generación instrumentos fabricados con tratamiento Max Wire.

La aleación Max Wire, fue patentada por la casa comercial FKG en 2016, la cual es la primera en combinar efecto de memoria y la superelasticidad. (17) Esta aleación, se encuentra en temperatura ambiente en estado martensítico; pero al exponerse a la

temperatura intraconducto, se transforma en una forma curva siguiendo la curvatura del conducto ya que pasa a una fase más austenítica.

Su gran flexibilidad y capacidad de cambiar de forma permite que el trabajo mecánico en conductos curvos se vuelva más fácil y seguro, ya que puede adaptarse a la anatomía interna del sistema de conductos (14).

2.8 **Metalurgia del instrumento rotatorio**

No obstante, a las mejoras generadas para el diseño geométrico del instrumento y los tratamientos térmicos, la instrumentación sigue considerándose un riesgo para la fractura del instrumento (8).

2.8.1 Movimiento continuo

El movimiento de rotación continua consiste en movimientos de 360° en dirección única, en donde el instrumento gira de forma constante dentro del sistema de conductos radicular. Este movimiento, es el primero que se utilizó en los instrumentos rotatorios de Níquel Titanio para poder realizar una instrumentación más rápida y eficaz comparándola a la instrumentación manual, permitiendo la eliminación de dentina más fácil y mejorando la acción del irrigante (24).

Durante el uso del movimiento continuo en conductos curvos el instrumento es sometido a tensiones producidas por flexión y torsión, ayudando a la acumulación de fatiga cuando esta gira en la curvatura o por cargas torsionales cuando la punta queda bloqueada y el resto del instrumento sigue girando, esta combinación de estrés hace que el movimiento de rotación continua influya en la fractura del instrumento, gracias a las acumulaciones de estrés en el metal.

Aunado a las mejoras de la metalurgia de los instrumentos, el movimiento de rotación continua se asocia a una menor resistencia a la fatiga comparándolo con nuevos tipos de movimiento (25).

2.8.1 Movimiento Reciprocante/Adaptativo

El movimiento reciprocante ha sido un factor importante para incremental la resistencia a la fatiga cíclica. Este surge para evolucionar la instrumentación, basado en la técnica de fuerzas balanceadas descrita por Roane en 1985, que consiste en girar el instrumento mayormente en sentido horario 150° (corte), para después realizar un giro menor en sentido antihorario 30° (liberación) (26).

Esto va a permitir que el instrumento pueda liberar tenciones acumuladas durante la instrumentación y de la posibilidad de que gire a 360° para avanzar hasta el ápice, ayudando también a generar mayores ciclos hasta la fractura en comparación con el movimiento de rotación continua (24,25).

2.9 Desventajas de las limas

No obstante, pese a los avances en diseño y tratamientos térmicos, el instrumento de NiTi no queda excento de limitaciones y desventajas. El mayor del problema de los instrumentos rotatorios de NiTi es el riesgo de tener una fractura en el trascurso de su uso clínico. La eliminación de materiales de obturación en los conductos radiculares curvos es una difícil tarea que hace más probable se produzca una alteración o fractura del instrumento (27).

En cierto punto el NiTi ha manifestado poseer mejores propiedades y mayores beneficios que el acero inoxidable, este no es inmune a la fractura; si su resistencia máxima se supera se romperá (28).

En este contexto, la fractura del instrumento es una complicación relevante. Alfouzan *et al.* en 2017, en un estudio retrospectivo de cinto años, evaluaron 12 867 casos de

tratamiento y retratamientos endodónticos, donde reportaron una incidencia a la fractura del 1.41%, la cual fue mayor en los casos de retratamiento (2.96%) comparándolo con el tratamiento de conductos convencional (0.74%). Las fracturas en su mayoría ocurrían en conductos con curvaturas muy pronunciada (56.6%), siendo en tercio apical el sitio más común (85.7%), seguida por tercio medio (13.2%) y tercio coronal (1.1%). También, se observó que en la mayoría de las fracturas fue en molares maxilares (1.68%) seguidos de los molares mandibulares (1.35%) (29).

2.9.1 Fatiga cíclica

Una de las razones más comunes de fractura de una lima endodóntica es la fatiga cíclica o también llamada sobrecarga torsional. Comienza con la fatiga del metal, lo que conlleva a la fractura de las limas. En un conducto curvo, la lima gira libremente, causando que la parte interior de la lima se comprima y por otro lado su parte exterior se estire.

Si este proceso se repite continuamente, se producirá una fractura de la lima gracias a la fatiga del metal. Pese a que las limas de NiTi fueron estructuradas adecuadamente para soportar varios ciclos de flexión antes de fracturarse, aún pueden suceder fracturas (28).

Diversos estudios han demostrado que diseño del instrumento influye en la resistencia frente a la fatiga cíclica. Instrumentos con mayor masa serán más propensos a fracturarse en comparación a los de menor masa. La acumulación de fatiga para el instrumento hará que disminuya su resistencia a la torsión, lo que podrá dar paso al riesgo de fracturas durante el tratamiento (8).

2.9.2 Fractura por torsión

Así mismo, otro tipo de fractura es por torsión. Esta es causada cuando dos circunstancias ocurren al mismo tiempo, como una tensión que sobrepasa la

resistencia a la torsión y una deformación por torsión excedida. El primero puede referirse utilizando el término “resistencia mecánica” y el segundo por “ductilidad”.

Como ejemplo, ocurre cuando una punta de la lima está firmemente atrapada en el conducto radicular y la pieza de mano sigue girando hasta llegar a la tensión máxima que puede soportar (30).

En comparación con la fatiga cíclica, las fracturas por torsión son asociadas a circunstancias clínicas y operatorias, tales como; presión excesiva apical, uso inadecuado en conductos estrechos o calcificados y la aplicación del torque en la instrumentación, dichos factores aumentan la probabilidad de que el instrumento se bloquee y ocurra una sobrecarga torsional (8).

2.9.3 Fractura por flexión

Por otro lado, otro tipo de fractura es la fractura por flexión, la cual es provocada cuando el instrumento gira libremente en conductos con curvaturas muy pronunciadas, pero respetando la longitud de trabajo, la fractura ocurre en la curva cuando el instrumento se dobla. Por lo que en curvas muy pronunciadas se deben de evitar para no correr riesgo de fracturas (13).

Mientras la flexibilidad de la lima es mayor, mejor será su rigidez a la flexión. Estudios han informaron que, cuando la lima tiene tratamiento térmico, puede ser más resistente a la fatiga cíclica, pero tener un efecto negativo de la rigidez a la flexión (28).

2.9.4 Deformación Elástica

Otra consideración para tomar en cuenta con las fuerzas y tensiones sometidas al instrumento es la deformación elástica. La cual consiste en el cambio de forma o dimensión de un cuerpo por debajo de su límite elástico. En otras palabras, el límite

elástico será la capacidad que tendrá el material para soportar diferentes tipos de cargas sin deformase. Se habla de deformación plástica cuando el límite elástico se supere (31).

2.9.5 Deformación plástica

La deformación plástica por su parte se produce cuando el instrumento es llevado a tensiones que superan su límite de elasticidad. La aleación se caracteriza por tener una capacidad de sufrir permanentes deformaciones, pero sin llegar a fracturarse. Esta propiedad deja evaluar el modo de trabajo mecánico que el material esta echo para soportar, conservando sus propiedades físicas (13).

Es de suma importancia que la revisión de la literatura existente haya estudiado a los diversos tratamientos térmicos y como estos influyen en el comportamiento mecánico de los instrumentos mecanizados de níquel-titanio. Diferentes autores han podido aportar información de suma relevancia para la comprensión sobre los cambios y avances en las aleaciones de NiTi, tales como;

2.10 Antecedentes

Grande *et al.* en 2023 realizaron una revisión de la literatura de los últimos avances de la tecnología rotativa de níquel-titanio y preparación de conductos radiculares, donde encontraron que, el tratamiento térmico es una perspectiva más esencial para mejorar la resistencia a la fatiga y la flexibilidad de los instrumentos de níquel-titanio y que, además, se ha progresado en nuevas cinemáticas para brindar una mayor seguridad y productividad (32).

Gavini *et al.* en 2018 realizaron una revisión de la literatura sobre los instrumentos de níquel-titanio en endodoncia, donde plantearon y examinaron las características de las aleaciones de NiTi utilizadas en los principales sistemas de instrumentación ofertados en el mercado, así como la influencia de las propiedades metalúrgicas y mecánicas de

los instrumentos de NiTi y los movimientos que los impulsan, para facilitar y hacer una proyección más precisa en la preparación del sistema de conductos radiculares (16).

En una revisión realizada en 2019 por Tabassum *et al*. examinaron las diferentes transformaciones de fase y tratamientos térmicos que sufren los instrumentos de Niti. Donde expresaron que el objetivo de los tratamientos es transmitir una fase más martensítica a las limas a temperatura corporal normal de manera que se pueda alcanzar la máxima ventaja de flexibilidad (33).

Shim *et al*. en 2017 desarrollaron una revisión del efecto del tratamiento termomecánico sobre las propiedades mecánicas y metalúrgicas de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio. Donde descubrieron que la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos de Niti tratados termomecánicamente fue superior (30).

3. PLANTEAMIENTO DE PROBLEMA

El tratamiento de conductos es de suma importancia en la odontología una vez que la enfermedad pulpar se haga presente, para así, junto con la preparación biomecánica lograr una buena desinfección y conformación y poder preservar los órganos dentales en cavidad oral. Una correcta preparación biomecánica siempre ira de la mano de una buena técnica de irrigación e instrumentación, donde se utilizarán limas endodónticas y sistemas rotatorios para lograr una buena conformación del conducto radicular, por lo cual es necesario conocer y analizar los diferentes tratamientos térmicos y sus características para una mejor aplicación clínica y así evitar algún tipo de riesgo o error durante la preparación del conducto radicular.

Por lo que en la presente revisión de la literatura se evaluarán las diferentes propiedades de los tratamientos térmicos en los instrumentos mecanizados de níquel-titano y su resistencia a las fracturas por torción y flexión y así poder elegir el instrumento que mejor se adapte a la anatomía interna del conducto radicular.

4. JUSTIFICACIÓN

Todas las etapas del tratamiento de conductos son importantes, sin embargo, la preparación biomecánica del conducto radicular conlleva un mayor compromiso, ya que a través de ella se logrará un ensanchamiento y conformación del conducto y nos ayudará a que el irrigante actúe eficientemente y así poder eliminar restos de dentina y microorganismos que estén afectando al órgano dental. La anatomía interna del sistema de conducto radicular es muy compleja, el desconocimiento de las limas o sistemas mecanizados utilizados para la ayuda de la conformación radicular, junto con una falta de habilidades y el uso incorrecto de los instrumentos hará más probable los errores en la preparación del conducto y que no se realice correctamente la desinfección de este.

Los resultados de esta revisión de la literatura narrativa nos permitirán comprender las propiedades de los diferentes tratamientos térmicos y sus resultados nos ayudarán a saber seleccionar el sistema mecanizado que mejor pueda adaptarse a la anatomía interna del conducto y así realizar una eficiente preparación biomecánica, disminuyendo los errores en la instrumentación o fracturas de instrumentos y por ende llegar al éxito en el tratamiento de conductos.

5. HIPÓTESIS

La resistencia a las fracturas por torsión y flexión de los instrumentos de níquel titanio mecanizados, varía dependiendo de su tratamiento térmico.

6. OBJETIVOS

6.1 Objetivo general

- Determinar de acuerdo con los resultados de la revisión de la literatura narrativa, las propiedades físicas de resistencia a la fractura por flexión y torsión de los diferentes tratamientos térmicos de los instrumentos mecanizados.

6.2 Objetivos específicos

- Seleccionar artículos analizados sobre tratamientos térmicos publicados entre los años 2014-2024.
- Identificar y describir los diferentes tipos de tratamientos térmicos utilizados para los instrumentos fabricados con Níquel-Titanio.
- Definir cual tratamiento térmico promueve una mayor resistencia a la fractura del instrumento
- Comparar los beneficios y limitaciones de los diferentes tratamientos térmicos.

7. MATERIALES Y MÉTODOS

7.1 Lugar de realización

Este trabajo de investigación se realizó en el edificio de la Facultad de Odontología en la Unidad de Posgrado, Especialidad en Endodoncia de la Universidad Autónoma de Sinaloa.

7.2 Modelo general del estudio

Cualitativo

7.3 Tipo de estudio

Este estudio se realizó a través de una Revisión de la literatura narrativa, siendo un estudio retrospectivo, observacional y descriptivo.

7.4 Método de muestreo

No probabilístico por conveniencia

7.5 Muestra

Todos los artículos publicados entre el 2014 y 2024 en las bases de datos seleccionadas y que cumplan con los criterios de selección.

7.6 **Tamaño de muestra**

Basado en nuestra estrategia de búsqueda se encontraron 1080 artículos De estos 50 cumplieron con los criterios de selección establecidos. Todos los artículos fueron estudios *in vitro* realizados en conductos artificiales curvos.

7.7 **CRITERIOS DE SELECCIÓN**

7.7.1 Criterios de Inclusión:

Artículos publicados en las bases de datos entre los años 2014 – 2024.

Artículos que evaluaran a los diferentes tratamientos térmicos con una metodología muy similar.

Artículos que determinen resistencia a la fractura en instrumentos de níquel titanio con diferentes tratamientos térmicos.

7.7.2 Criterios de Exclusión:

Artículos que estuvieran en otro idioma que no fuera inglés o español.

Artículos que no estuvieran publicados en revistas con factor de impacto.

7.7.3 Criterios de Eliminación:

Artículos donde no se especificara el tratamiento térmico de los sistemas rotatorios evaluados.

7.8 **METODOLOGÍA**

Se realizó una búsqueda bibliográfica exhaustiva en las bases de datos: Pubmed, Google Scholar, Scielo y Science Direct. Utilizando las palabras clave “fracture strength”, “heat treatment”, “nickel-titanium alloy”, “thermo-mechanical treatment”, “nickel-titanium rotary instrument” y operadores booleanos como OR y AND.

Se seleccionaron artículos que estuvieran publicados en revistas de alto impacto como Biomed Reserch international, Eruopean Endodontic Journal, Dental Material Journal, Journal Of Oral Science, Australian Dental Journal, Journal of Endodontics, International Endodontic Journal, Endodontics and Dental Traumatology.

8. RESULTADOS

8.1 Total de artículos obtenidos

Basado en nuestra estrategia de búsqueda se encontraron 1080 artículos. De estos 50 cumplieron con los criterios de selección establecidos. Cabe mencionar que todos los artículos fueron estudios *in vitro* realizados en conductos artificiales curvos.

8.2 Características generales de los artículos evaluados

Se realizó un resumen en la tabla 1 con los artículos evaluados y algunas de sus características más importantes. Dentro de los resultados los estudios revelan que los tratamientos que mostraron mayor resistencia a la fractura por flexión fueron Control Memory (CM) y Electro Discharge MAchining (EDM). Estas aleaciones presentaron ciclos y tiempos hasta la fractura más altos, haciéndolos más aptos para utilizarse en conductos con curvaturas muy pronunciadas, seguidos de Gold y M-Wire.

CM presenta una fase más martensítica lo que le otorga más flexibilidad, resistencia y dificultad para la propagación de grietas. Por otro lado, EDM y su capa externa austenítica y núcleo martensítico reducen la iniciación y propagación de grietas para así mejorar su resistencia mecánica.

En cuanto al tratamiento térmico que presentó mayor resistencia a la fractura por torsión fue Gold, teniendo resultados muy cercanos con Blue y CM. Gold con una fase martensítica, se adapta fácilmente a las curvaturas y es más flexible, generando mayores números de ciclos hasta la fractura, lo que indica una alta resistencia a la fatiga.

Tabla 1. Artículos evaluados

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
Cyclic Fatigue Resistance of 3 Different Nickel-Titanium Reciprocating Instruments in Artificial Canals (34)	Oscar Higuera, *et al*. 2015 **10.1016/j.joen.2015.01.023**	Evaluar resistencia a fatiga cíclica de: WO Primary, RP R25, TF Adaptive M-L1	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y radio de 5 mm.) se registró NCF.	45 limas WO Primary, RP R25 y TF Adaptative M-L1, divididos en 3 grupos.	**RP R25 y TF Adaptive M-L1** mostraron mayor resistencia a fatiga cíclica. **SEM**: los instrumentos fracturados presentaron fractura dúctil por acumulación de fatiga metálica	WO Primary presentó menor resistencia a fatiga cíclica entre los tres instrumentos evaluados.
Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files (35)	Gianluca Plotino, *et al.* 2016 **10.1016/j.joen.2016.10.014**	Evaluar si la temperatura influye en resistencia a fatiga cíclica de instrumentos PTG y PTU.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y radio de 5 mm.) Aplicando temperaturas controladas de: 20°C y 35°C, se registró NCF.	120 limas S1 y F2, 30 PTG y 30 PTU de cada calibre.	**PTG** mostró mayor resistencia a la fatiga cíclica que **PTU** en ambos tamaños y temperaturas. La temperatura no afectó el rendimiento de PTG. En PTU, la resistencia disminuyó significativamente a 35 °C.	PTG no es afectado por temperatura gracias a que su fase final de austenita es superior a la corporal. Gold aumenta la resistencia a la fatiga cíclica.
Fatigue Resistance of Nickel-titanium Instruments Exposed to High-concentration Hypochlorite (36)	Xiangya Huang, *et al.* 2017 **10.1016/j.joen.2017.06.033**	Evaluar efecto de NaOCl al 5,25% y diferentes temperaturas (22°C, 37 °C y 60 °C) sobre la resistencia a fatiga cíclica de Vortex, K3XF y K3.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos(60° y 5 mm de radio) se registró NCF.	Limas Vortex, K3 XF y K3 divididos en 3 grupos, cada uno conto con 12 limas calibre 25.04.	**El NCF** más alto fue para Vortex, seguido de K3XF y K3, en todos los medios y temperaturas. NCF más alto fue a 22 °C y el más bajo a 60 °C. **SEM:** características típicas de fractura por fatiga (estrías, zonas de fractura rápida), sin signos de corrosión.	La temperatura influye más en resistencia a fatiga cíclica que la presencia de NaOCl al 5,25 %. Limas con tratamiento y alta temperatura de finalización austenita, mantienen mejor resistencia en temperatura corporal.
Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel – titanium instruments (37)	E. Pedulla, *et al.* 2014 **10.1111/iej.12400**	Evaluar efecto de diferentes precargas torsionales en la resistencia a fatiga cíclica de tres sistemas rotatorios: Mtwo, PTN, y HF CM.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y 5 mm de radio), aplicando precargas torsionales (0%, 25%, 50% y 75%) y ciclos de precarga (20 y 40) se registró NCF.	80 instrumentos nuevos de cada sistema (240), de calibre 25.06 y longitud de 25 mm.	Mtwo mostro mayor resistencia torsional y fatiga cíclica. **Precargas del 75% y 50%** redujeron significativamente la fatiga cíclica en todos los sistemas. **SEM:** Fractura por fatiga cíclica = hoyuelos en toda la superficie. **Fractura por torsión**: marcas circulares y hoyuelos en el centro de rotación.	Precargas torsionales de 50% y 75%, reducen la resistencia a fatiga cíclica en los instrumentos probados. PTN tuvo mayor resistencia torsional pero menor resistencia a fatiga cíclica; HF muestra el comportamiento opuesto; Mtwo presenta valores intermedios.

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels (38)	Uygun, E. Kol, *et al.* 2015 **10.1111/iej.12471**	Comparar resistencia a fatiga cíclica de tres sistemas rotatorias con diferentes aleaciones y diseños: PTU, PTN y PTG.	Estudio *in vitro* en conducto artificiales curvos(60° y 3 mm de radio) donde la curvatura iniciaba en 2 diferentes puntos: 5 mm (D5) y 8 mm (D8).	72 limas calibre 25.06 PTU/F2, PTN/X2 y PTG/F2 (24 limas por grupo)	**PTG** mostró mayor resistencia. **Longitud del fragmento:** Diferencias significativas entre grupos solo a 5 mm; sin diferencias a 8 mm. **SEM:** Todos los grupos mostraron signos típicos de fractura por fatiga cíclica (hoyuelos, conos, patrón dúctil).	**PTG:** mayor resistencia a fatiga cíclica, gracias a su alta flexibilidad. **PTN:** mejor resistencia que PTU por M-Wire y diseño descentrado. **PTU:** peor desempeño en ambas distancias evaluadas. La sección transversal, el tipo de aleación y el tratamiento térmico son factores clave en la resistencia a la fatiga cíclica.
Cyclic fatigue resistance of OneShape and WaveOne instruments using different angles of curvature (39)	Shaymaa, *et al.* 2015 **10.4012/dmj.2014-252**	Comparar resistencia a fatiga cíclica entre dos sistemas de NiTi de un solo instrumento: OS y WO.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (45°, 60° y 90° radio de 5 mm)	90 OneShaoe de conicidad 25.06 y 90 Wave One 25.08 (180 limas en total)	**NCF:** WO presentó NCF significativamente mayor que OS en todos los ángulos de curvatura. Ángulo de 90° produjo el menor NCF y 45° mayor. **SEM:** ambos mostraron características de fractura por fatiga, OS presentó más puntos de iniciación de grietas.	WO tuvo mayor resistencia a la fatiga cíclica atribuida a: su movimiento alternativo (reduce tensión de flexión y compresión) y su aleación M-Wire (microestructura multifásica con martensita, fase R y austenita).
In vitro resistance to fracture of two nickel-titanium rotary instruments made with different termal treatments (40)	Gabriele Miccoli, *et al.* 2017 **10.1113 8/ads/2017.8.2.059**	Evaluar efecto de diferentes tratamientos térmicos sobre resistencia a fatiga cíclica de instrumentos con mismo diseño y aleación: M3 Rotary y M3 Pro Gold.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60°, radio 5 mm) y se calculó NCF.	24 limas nuevas de calibre 25.06 de 25 mm. (12 M3 Rotary Y 12 M3 Pro Gold)	**Tiempo hasta fractura:** M3 Pro Gold:173,5 ± 14,7 s, M3 Rotary: 128,3 ± 11,6 s, Diferencia significativa ($p < 0,0213$). • NCF: M3 Pro Gold: 1012 ± 77, M3 Rotary: 748 ± 62. **Longitud de fragmentos:** M3 Pro Gold: 5,5 ± 0,5 mm, M3 Rotary: 5,4 ± 0,4 mm (sin diferencias). **SEM:** fracturas con patrón típico de fatiga, con hoyuelos y micro hoyuelos, similar en ambos grupos.	M3 Pro-Gold presentaron significativamente mayor resistencia a fatiga cíclica que M3 Rotary, debido al tratamiento térmico que mejora ductilidad, permitiendo precurvado y reduciendo fuerzas de restauración.
Cyclic fatigue and torsional strength of three different thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments (41)	Murilo Priori, *et al.* 2017 **10.1007/s00784-017-2295-8**	Comparar resistencia a fatiga cíclica y torsional de reciprocantes: PDR 25.06, WOG 25.07, RB 25.08.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60°, radio 5 mm) y prueba torsional ISO 3630-1.	60 limas nuevas (20 de cada sistema). Prodesing R 25.06, Wave One Gold 25.07 y Reciproc Blue 25.08.	**Fatiga cíclica:** PDR mayor resistencia, seguido que RB 25.08 y WOG 25.07. PDR 25.06 mayor resistencia a fatiga cíclica y mayor rotación angular, indicando mayor flexibilidad y capacidad de deformación. RB 25.08 y WOG 25.07 soportaron mayores cargas torsionales, lo que las hace más resistentes en conductos rectos y estrechos.	La sección transversal, conicidad y tratamiento térmico influyen significativamente en las propiedades mecánicas de las limas. PDR 25.06 es más segura en conductos curvos (por su resistencia a la fatiga), mientras que RB y WOG podrían ser más seguras frente a fracturas por torsión.

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
Fracture resistance of dental nickeletitanium rotary instruments with novel surface treatment: Thin film metallic glass coating (42)	Chih-Wen Chi, *et al.* 2017 **10.1016/j.jfma.2016.07.003**	Evaluar nuevo recubrimiento superficial depositado por deposición física de vapor sobre limas PTU F2, para mejorar resistencia a fatiga cíclica.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y 5 mm de radio) con limas a las cuales se les aplico recubrimiento TFMG de Ti-Zr-B de espesor de 200 y 500 nm y se registró NCF.	Limas ProTaper Universal F2	**Las limas recubiertas** presentaron superficies más lisas y menos defectos, vida útil por fatiga cíclica significativamente mayor: 44% más para 200 nm y 66% más para 500 nm, en comparación con limas sin recubrimiento.	El recubrimiento superficial Ti-Zr-B mediante TFMG mejora significativamente la resistencia a fatiga cíclica de las limas al cubrir y suavizar defectos superficiales, retrasando tensiones e inicio de grietas, dando mayor seguridad clínica y durabilidad del instrumento.
Influence of Diferent Heat Treatments on Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of Nickel–Titanium Rotary Files: A Comparative Study (43)	Gianluca Gambarini, *et al.* 2020 **10.3390/app10165604**	Evaluar efecto de diferentes tratamientos térmicos en resistencia a fatiga cíclica y a torsión de limas rotatorias de níquel-titanio con diseño y dimensiones similares.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (90° y radio 2 mm) y registro NCF. Para prueba torsional se fijaron las limas a 3 mm de la punta y giraron a 300 rpm hasta la fractura.	Limas F1 (15 por grupo) de calibre 20.07 de los sistemas PTU, ET, PTG y ETP(30 limas pro grupo)	**Limas con tratamiento térmico** mostraron resistencia a la fatiga cíclica significativamente mayor. **Limas no tratadas:** ET resistió más que PTU; ETP superó a PTG en fatiga. Las limas sin tratamiento mostraron mayor resistencia a la torsión. **SEM:** revelo patrones típicos de fractura por fatiga y torsión sin diferencias entre tratamientos.	El tratamiento térmico mejora significativamente la resistencia a la fatiga cíclica en limas NiTi, sin embargo, la resistencia a la torsión no mejora con el tratamiento térmico y puede disminuir ligeramente.
Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold Reciprocating Instruments (44)	Cang€ul Keskin, *et al.* 2017 **10.1016/j.joen.2017.03.036**	Comparar resistencia a fatiga cíclica de los instrumentos: RPB R25, RP R25 y WOG Primary,.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y radio de 5 mm) se registró TF y SEM para confirmar el tipo de fractura.	15 limas de cada sistema: Reciproc Blue R25, Reciproc R25 y Wave One Gold Primary (45 limas en total).	**NCF:** RPB R25 mostró mayor resistencia a fatiga cíclica, con tiempos a fractura más altos. WOG Primary tuvo mayor resistencia que RP R25. No hubo diferencia significativa en la longitud de los fragmentos fracturados entre los grupos.	Blue mejora notablemente su resistencia a la fatiga cíclica. El movimiento alternativo y las propiedades metalúrgicas contribuyen a esta mejora. WaveOne Gold mostró mejor resistencia que Reciproc sin tratamiento térmico
Torsional Resistance of Heat-Treated Nickel-Titanium Instruments under Different Temperature Conditions (45)	Hyo Jin Jo, *et al.* 2021 **10.3390/ma14185295**	Comparar resistencia a torsión bajo dos condiciones de temperatura: ambiente y temperatura corporal intraoral para evaluar si afecta propiedades mecánicas.	Prueba torsional fijando la punta de la lima y girando hasta la fractura y se examinó la fractura mediante SEM.	20 limas de 4 sistemas: OS, OC, WOG y HyFlex EDM. (divididos en 2 grupos: temperatura ambiente 22° y temperatura corporal 36°	**HyFlex EDM** mostró valores más altos de resistencia a la torsión. **SEM:** confirmó características típicas de fractura por torsión . **La temperatura corporal** no afectó significativamente la resistencia a la torsión a pesar del cambio en la composición de fase.	La temperatura corporal intraoral no afecta significativamente la resistencia a la torsión de los instrumentos. HyFlex EDM presentan mayor resistencia a la torsión.

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
Fracture resistances of heat-treated nickeltitanium files used for minimally invasive Instrumentation (46)	Yoo Jung Kang, *et al.* 2025 **10.1186/s12903-025-05487-4**	Comparar resistencia a fatiga cíclica de diferentes limas y relacionar su resistencia con características superficiales y estructurales.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (45° y 60°) , se registró TF y se examinó la fractura mediante SEM.	4 sistemas: ProTaper Universal F2, Mani NRT, EasyShape y Alphakite	**Mani NRT** tuvo la mayor resistencia a la fatiga, ProTaper Universal F2 la menor. A mayor ángulo de curvatura, menor resistencia a la fatiga. **Las fractura**s se iniciaron en defectos superficiales como ranuras y muescas.	Las diferencias en resistencia a la fatiga se deben a las características superficiales y la calidad de la aleación.
Effect of Fatigue on Torsional Failure of Nickel-Titanium Controlled Memory Instruments (47)	Les Campbell, *et al.* 2014 **10.1016/j.joen.2013.12.035**	Evaluar si fatiga cíclica influye en resistencia a fractura por torsión de los instrumentos tratados termomecánicamente en comparación con superelásticos convencionales.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (46° radio de 9.5 mm), precargas (0%, 25%, 50% y 75%), prueba torsional ISO 3630-1 y se examinaron con SEM para identificar tipo de fractura	12 limas 25.04 del sistema Typhoon y 12 limas 40.04 del sistema Typhoon CM.	**CM tuvo mayor resistencia a la fatiga** con más NCF. calibre 25.04 más resistentes que 40.04. No hubo diferencias significativas en torque entre TYP y TYP CM calibre 25.04. En 40.04, el torque fue mayor. **Los TYP CM mostraron más** orígenes de grietas, menos hoyuelos en falla por fatiga, por torsión ambos tuvieron patrones típicos de abrasión circulares y hoyuelos.	CM tienen mayor vida útil por fatiga que NiTi convencional, mantienen resistencia al torque similar, pero con mayor capacidad de deformación angular antes de fracturarse. La fatiga cíclica no afecta significativamente la resistencia a la torsión en calibre 25.04, pero sí puede reducirla en 40.04.
Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Instruments after Immersion in Irrigant Solutions with or without Surfactants (48)	Eugenio Pedulla, *et al.* 2014 **10.1016/j.joen.2014.02.005**	Evaluar efecto de soluciones irrigantes: NaOCl y EDTA, sobre la resistencia a fatiga cíclica de instrumentos PT F2 y reciprocantes RP R25 y WO Primary, en tiempos similares a los usados en la práctica clínica.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y radio de 5 mm). Prueba de inmersión (45 segundos y 3 minutos a 37°) y se registró TF.	270 limas nueva: 90 Reciproc R25, 90 WaveOne Primary y 90 ProTaper F2.	**Reciproc R25** tuvo mayor resistencia a fatiga cíclica que WaveOne Primary y ProTaper. **NaOCl 5,25 %** no redujo la resistencia de WaveOne ni ProTaper, pero sí en Reciproc R25. **EDTA 17 %** redujo significativamente la resistencia de todas las limas tras 3 minutos de inmersión, pero no a los 45 segundos.	Limas reciprocantes son más resistentes que rotatorias, aunque el diseño y sección transversal influyen en la susceptibilidad a la corrosión y la fatiga.

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
Impact of Heat Treatments on the Fatigue Resistance of Different Rotary Nickel-titanium Instruments (49)	Lıgia Carolina Moreira, *et al.* 2014 **10.1016/j.joen.2014.03.007**	Evaluar efecto de: C-NiTi, M-Wire, y CM, sobre las propiedades físicas y resistencia a fatiga cíclica de limas rotatorias, controlando el factor de la geometría y el tamaño de los instrumentos.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (45° y radio de 5 mm) y se registró NCF	Limas 30.06 de cinco sistemas: EndoWave, ProTaper Universal F2, ProFile Vortex, HyFlex CM y Typhoon	**No hubo diferencias significativas** de D3 entre geometrías triangulares y triangulares convexas. **Resistencia a fatiga cíclica (Nf):** CM > MW > C-NiTi, con HF y TYP mostrando los valores más altos. **Superficies de fractura de CM** mostraron más nucleación de grietas y estrías, lo que indica propagación más lenta.	CM presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica, seguidas por M-Wire y NiTi convencional, se atribuye a cambios microestructurales inducidos por tratamientos térmicos, que aumentan la cantidad de martensita generando interfaces dificultando la propagación de grietas.
Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments (50)	Ahmed Hieawy, *et al.* 2015 **10.1016/j.joen.2015.02.030**	Evaluar y comparar flexibilidad, resistencia a fatiga cíclica y comportamiento de transformación de fase de: PTG y PTU, mediante análisis mecánicos y metalúrgicos.	Pruebas de flexión ISO 3630-1 (45°) y prueba de fatiga rotando a 300 rpm para registrar NCF	Limas PTG y PTU S1 a F3	**El NCF** de PTG fue significativamente mayor que el de PTU, especialmente en tamaños S1 y S2. PTG presentó valores de flexibilidad menores que PTU. **Ambas series mostraron menor** resistencia a la fatiga conforme aumentó el diámetro de la lima. **Las fracturas en ambos** fueron características de fatiga cíclica (estrías, zonas de inicio y fractura rápida).	PTG es más flexible y resistente a la fatiga que PTU. Las limas S1 y S2, en ambos sistemas, tienen mayor vida útil a la fatiga que F1–F3, El tratamiento térmico de PTG da comportamiento de transformación en dos etapas y temperaturas de transformación más altas, lo que puede explicar su mejor desempeño mecánico.
Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining (51)	Eugenio Pedulla, *et al.* 2015 **10.1016/j.joen.2015.10.004**	Evaluar y comparar la resistencia a fatiga cíclica, carga de torsión máxima y ángulo de rotación hasta la fractura de: Hyflex EDM, Reciproc R25 y WaveOne Primary.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y radio de 3 mm). Prueba torsional ISO 3630-1.	Limas de conicidad 25.08 de 25 mm de los sistemas: HyFlex EDM, Reciproc y WaveOne	**Fatiga cíclica:** HEDM tuvo mayor resistencia que RP y WO. **Resistencia torsional máxima:** HEDM fue menor que RP y WO. **Ángulo de rotación hasta fractura:** HEDM presentó valores significativamente mayores que RP y WO **SEM:** las tres mostraron patrones de fractura por fatiga cíclica y torsión,	HEDM mostró mayor resistencia a fatiga cíclica y mayor ángulo de rotación antes de la fractura, menor resistencia torsional que RP y WO, otorgándole una potencial ventaja clínica en canales curvos (mayor resistencia a fatiga) y en la detección previa de falla por su mayor deformación antes de fracturarse.
Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold Nickel-Titanium Instruments (52)	Taha €Ozy€urek, *et al.* 2016 **10.1016/j.joen.2016.06.019**	Comparar la resistencia a fatiga cíclica de tres sistemas de limas NiTi: Reciproc R25, WaveOne Primary y WaveOne Gold Primary.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y 5 mm radio) y se registró NCF.	20 limas de los sistemas: Reciproc R25, Wave One Primary y Wave One Gold Primary	**NCF:** WOG mostró mayor resistencia a fatiga cíclica. RP fue más resistente que WO. **No hubo diferencias significativas** en la longitud de los fragmentos fracturados entre los grupos. **El análisis microscópico** confirmó que las fracturas ocurrieron por fatiga cíclica en los tres grupos.	WaveOne Gold Primary, con su tratamiento térmico y diseño modificado, presentó mejor resistencia a la fatiga cíclica que las limas Reciproc R25 y WaveOne Primary.

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
Evaluation of the Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Novel Nickel-Titanium Rotary Files with Various Alloy Properties (53)	Mehmet Emin Kaval, *et al.* 2016 **10.1016/j.joen.2016.07.015**	Comparar resistencia a fatiga cíclica y torsión de: HyFlex EDM, PTG y PTU.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y 3 mm de radio) se registró NCF y prueba torsional ISO 3630-1.	60 limas divididas en 2 grupos (10 por grupo) para pruebas de fatiga y torsion. 25.08 de HyFlex EDM, ProTaper Gold F2 y ProTaper Universal F2.	**HyFlex EDM mostró la mayor resistencia a la fatiga cíclica**, seguida de PTG y PTU. **La longitud de los fragmentos** fracturados fue mayor en HyFlex EDM y PTG que en PTU. **En resistencia a la torsión,** PTG presentó un torque máximo significativamente mayor que HyFlex EDM. **Los ángulos de deflexión** antes de fractura fueron mayores para HyFlex EDM, seguidos de PTG y PTU.	HyFlex EDM ofrece resistencia a fatiga cíclica superior siendo adecuadas para conductos con curvaturas severas. PTG tiene mayor resistencia a la torsión y fatiga en comparación con PTU, siendo PTG más confiable para conductos estrechos y calcificados.
Blue Thermomechanical Treatment Optimizes Fatigue Resistance and Flexibility of the Reciproc Files (54)	Gustavo De-Deus, *et al.* 2016 **10.1016/j.joen.2016.10.039**	Evaluar cómo influye tratamiento térmico Blue en: resistencia a flexión, fatiga cíclica, rugosidad superficial y microdureza de limas Reciproc en comparación con Recipro convencional con aleación M-Wire.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y radio 5mm) y prueba torsional ISO 3630-1.	60 limas de calibre 25.08 y longitud de 25 mm (30 Reciproc y 30 Reciproc Blue)	**Blue presentó menor** resistencia a la flexión que M-Wire **Blue mostró mayor** tiempo hasta la fractura que M-Wire **Microdureza:** Blue presentó valores significativamente menores que M-Wire **Análisis con MEB** mostró fracturas de tipo dúctil en ambos grupos, sin deformación plástica del eje helicoidal.	Blue mejora flexibilidad y resistencia a fatiga, manteniendo características superficiales similares a las M-Wire, pero con microdureza menor. El proceso termomecánico Blue puede optimizar el desempeño clínico de los instrumentos.
Mechanical Properties of Various Heat-treated Nickel-Titanium Rotary Instruments (55)	Hye-Jin Goo, *et al.* 2017 **10.1016/j.joen.2017.05.025**	Comparar rigidez a flexión, resistencia a fatiga cíclica y resistencia a fractura por torsión de instrumentos rotatorios de NiTi convencionales y tratados térmicamente CM y EDM.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (35° y radio 7 mm) registrando NCF.	Limas calibre 25 de los sistemas: V-Taper, HyFlex CM y EDM, ProTaper Next	**Los instrumentos CM** fueron más flexibles y con menor rigidez que M-Wire y NiTi convencional. **Fatiga cíclica (NCF):** Mayor en HDM (CM+EDM), seguido de VTH y HCM. **Torsión:** Mayor resistencia: VT2 > HDM ≈ VTH > HCM. **SEM:** Fracturas por fatiga cíclica: zonas de inicio de grieta, líneas radiales y fractura rápida. **Fracturas por torsión**: marcas circulares y hoyuelos en centro de rotación.	CM muestra mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica que los de alambre M y NiTi convencional. La resistencia a la torsión depende no solo del tipo de aleación, sino también del área de sección transversal y diseño del instrumento.

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
Dynamic cyclic and torsional fatigue resistance of TruNatomy compared with different nickel–titanium rotary instruments (56)	Amr M, *et al*. 2020 **10.1111/aej.12396**	Comparar resistencia a fatiga cíclica y resistencia torsional dinámica de instrumentos: TruNatomy, HyFlex CM, Vortex Blue y FlexMaster.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (90°) registrando NCF.	80 limas calibre 20.04 de 25 mm. De los sistemas: TruNatomy, HyFlex CM, Vortex Blue y FlexMaster.	**NCF:** HFCM mostró la mayor resistencia a la fatiga cíclica. **Fatiga torsional:** FM tuvo la mayor resistencia, seguido por VB, y luego TRN y HFC. **El análisis fractográfico** confirmó patrones típicos de falla por fatiga cíclica y torsional.	HFCM es más resistente a la fatiga cíclica, por su proceso de fabricación con control de memoria y diseño de sección transversal .FM destaca en resistencia torsional, por su diseño triangular y mayor número de espiras.
Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Twisted File Adaptive instruments (57)	Elsaka, A, *et al.* 2016 **10.1111/iej.12728**	Evaluar y comparar la resistencia torsional y la flexibilidad de: WOG), RP y TFA.	Estudio *in vitro* aplicando precarga torsional y se examinó el tipo de fractura mediante SEM.	Limas WOG 25.07, RP 25.08 y TFA 25.08 (cada grupo conto con 20 limas para las pruebas)	**Resistencia torsional:** WOG > RC > TFA **Flexibilidad:** WOG>TFA>RC. **Sección transversal, diámetro de núcleo y aleación influyeron en el comportamiento mecánico: WOG:** GOLD + sección en paralelogramo = mayor torsión y flexibilidad. **RP:** aleación M-Wire + sección en S = buena torsión pero menor flexibilidad. **TFA:** aleación en fase R + sección triangular = menor torsión pero mejor flexibilidad.	WOG presentó mayor resistencia torsional y flexibilidad. RP tuvo mejor torsión que TFA, pero TFA mostró mayor flexibilidad que RP. El material y el diseño de cada lima influyen directamente en su rendimiento clínico.
Influence of heat treatment on torsional resistance and surface roughness of nickel-titanium instruments (58)	Silva Jiraldes, *et al.* 2019 **10.1111/iej.13164**	Evaluar cómo influye el tratamiento térmico CM en resistencia a la torsión comparándolas con instrumentos sin tratamiento térmico.	Prueba torsional fijando la punta de la lima girando (a 2 rpm a 21°C y 35°C) hasta la fractura y se examinó tipo de fractura mediante SEM.	50 limas de calibre 25.06 (25 del sistema ProDesing R y 25 de Hyflex CM)	**Resistencia a la torsión:** menor en limas tratadas térmicamente **Rotación angular:** mayor en limas tratadas térmicamente antes de fracturarse **Temperatura:** no tuvo efecto significativo en resistencia ni rotación **Rugosidad superficial:** menor en limas tratadas térmicamente **Análisis SEM:** ambas mostraron características similares de falla torsional.	El tratamiento térmico disminuye la resistencia a la torsión, pero aumenta la ductilidad y reduce la rugosidad superficial de las limas. La temperatura ambiental no afecta el comportamiento torsional. Menor rugosidad podría contribuir a una mayor durabilidad clínica de los instrumentos.
Angle of Insertion and Torsional Resistance of Nickel–Titanium Rotary Instruments (59)	Dario Di Nardo, *et al*. 2021 **10.3390/ma14133744**	Evaluar si ángulo de inserción influye en resistencia torsional a fractura, usando dos sistemas con diferente fase cristalográfica: F-One Blue (martensítica) y HeroShaper (austenítica).	Prueba torsional girando la lima a 500 rpm, registrando TF y se examinó el tipo de factura mediante SEM.	180 limas de calibre 25.04 (90 F-One Blue y 90 HeroShaper)	**TF** aumentó significativamente en el grupo con acceso de 20° **En el ángulo de 10°**, solo HeroShaper mostró incremento significativo (+31%). No hubo diferencias en la longitud de fragmentos entre grupos. **SEM:** mostró características típicas de fractura por sobrecarga torsional.	El aumento del ángulo de inserción incrementa la resistencia torsional a la fractura de las limas NiTi, siendo la magnitud del aumento dependiente de la fase cristalográfica y el diseño geométrico del instrumento.

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
Comprehensive Assessment of Cyclic Fatigue Strength in Five Multiple-File Nickel–Titanium Endodontic Systems (60)	Jorge N.*et al*. 2024 **10.3390/ma17102345**	Evaluar la resistencia a fatiga cíclica de: PTG, PTU, Premium Taper Gold, Go-Taper Flex y U-File, correlacionando los resultados con sus características geométricas y metalúrgicas.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (86° y radio de 6 mm) registrando NCF y examinando el tipo de fractura mediante SEM.	250 limas de 25 mm. De los sistemas ProTaper Gold, ProTaper Universal, Premium Taper Gold, Go-Taper Flex y Y-File.	**Premium Taper Gold** presentó mayor número de espirales, acabado superficial más suave junto con U-File. Go-Taper Flex mostró la superficie más irregular. **ProTaper Gold y Go-Taper Flex** presentaron temperaturas de inicio de fase R más altas; ProTaper Universal mostró las temperaturas más bajas y disposición mayormente austenítica. **NCF:** F2/B2 y F3/B3 se fracturaron antes. Premium Taper Gold tuvo el mayor tiempo hasta fractura, seguido de ProTaper Gold; ProTaper Universal y U-File.	Las limas de calibres pequeños y tratadas térmicamente mostraron mejor desempeño, destacando Premium Taper Gold como el más resistente y Go-Taper Flex como el menos. Factores geométricos como el número de espirales o acabado, y metalúrgicos como el tratamiento térmico y fases cristalográficas influyen de manera decisiva en la durabilidad clínica.
Effect of Different Heat Treatments and Surface Treatments on the Mechanical Properties of Nickel-Titanium Rotary Files (61)	Jihye Hong,*et al.* 2023 **10.3390/met13101769**	Comparar resistencia a fractura por fatiga cíclica de prototipos de limas de níquel-titanio, sometidas a diferentes tratamientos térmicos y superficiales, utilizando limas del mismo tamaño y forma.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (45° y 90° manteniendo temperatura de 37°) registrando NCF y examinando el tipo de fractura mediante SEM.	Cuatro prototipos de limas de conicidad 25.04 de 25 mm de longitud.	**NCF:** El grupo EN presentó el mayor NCF en ambas curvaturas, el grupo AT tuvo el menor. En curvatura de 45°, ER tuvo un NCF mayor que DT, no hubo diferencias entre ellos en 90°. **El recubrimiento de titanio** mejoró la estabilidad y resistencia, al reducir defectos de mecanizado y distribuir tensiones. **SEM** reveló patrones típicos de fractura por fatiga cíclica en todos los grupos, sin diferencias topográficas relevantes entre curvaturas.	El tratamiento térmico de triple memoria combinado con recubrimiento superficial de titanio proporcionó mayor resistencia a la fractura por fatiga. Este enfoque de manufactura podría mejorar la seguridad y eficiencia de las limas NiTi, aunque se recomienda evaluar su desempeño en otros diseños y condiciones clínicas.
Comparison of Cyclic Fatigue Resistance Between Different NiTi Instruments With 4% Taper (62)	Ibrahim Ersoy, *et al.* 2016 **10.1002/jemt.22636**	Comparar resistencia a fatiga cíclica de cuatro instrumentos con misma conicidad y tamaño de punta, evaluando diferencias en su comportamiento mecánico a 8 mm de la punta.	Estudio *in vitro* en conductos curvos (60° y radio de 3 mm). Se registro NCF y los tipos de fractura se evaluaron bajo SEM.	Sistemas evaluados: F360, TF, RaCE, FlexMaster.	**Resistencia a la fatiga cíclica:** Mayor resistencia: F360, Intermedia: TF, Menor resistencia: FM y RaCE. **Factores determinantes:** Sección transversal doble S de F360 más eficiente en distribuir tensiones que la sección triangular de otros instrumentos. Tratamiento térmico fase R de TF aumentó resistencia en comparación con FM y RaCE. Mayor velocidad puede aumentar la probabilidad de fractura.	F360 con sección doble S mostraron mayor resistencia a la fatiga cíclica entre los grupos. TF tratados con fase R fueron más resistentes que FM y RaCE, pero menos que F360. La sección transversal y el tratamiento térmico son determinantes clave en la resistencia a la fractura por fatiga de instrumentos rotatorios de NiTi.

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
A Comparative Study of Cyclic Fatigue of 10 Different Types of Endodontic Instruments: an in Vitro Study (63)	Jorge Rubio, *et al.* 2019 **10.15644/asc53/1/3**	Evaluar y comparar resistencia a la fatiga cíclica y longitud de fragmentos fracturados de 10 sistemas de instrumentos rotatorios.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y radio de 3.5 mm). Se registro NCF y se midió la longitud del instrumento fracturado.	30 limas de los sistemas: F360, F6 SkyTaper, Hyflex EDM, iRace, Neoniti, One Shape, Protaper Next, Reciproc, Revo-S y Wave One Gold. (total n = 300).	**Resistencia a fatiga cíclica:** Mayor resistencia: Neoniti y Hyflex EDM (aleación CM-Wire con memoria de forma). Reciproc y Wave One Gold mostraron mejor rendimiento frente a la rotación continua. iRace, Revo-S y One Shape tuvieron la menor resistencia. **Longitud de fragmentos fracturados:** Fragmentos más largos: F360 (NiTi convencional) y Reciproc (M-Wire). **Fragmentos más cortos:** iRace y One Shape.	CM-Wire proporcionó la mayor resistencia a la fatiga cíclica. F360 y Reciproc generaron fragmentos más largos, lo que podría facilitar su remoción en caso de fractura clínica. La aleación, la sección transversal y el tipo de movimiento son factores determinantes en la resistencia a la fractura de instrumentos de NiTi.
A comparative study of cyclic fatigue of 6 endodontic systems. An in vitro study (64)	Jorge Rubio, *et al*. 2022 **10.4317/jced.59747**	Comparar resistencia a la fatiga cíclica y longitud de los fragmentos fracturados de 6 sistemas de instrumentos rotatorios de NiTi.	Estudio *in vitro* en conductos curvos (60° y radio de 3.5). Se registro NCF y se midió la longitud del instrumento fracturado.	30 limas de los sistemas: ESP Files Thermoflex, Protaper Ultimate, Protaper Next, Blueshaper, One Curve y 2Shape cada sistema (total n = 180).	**Resistencia a fatiga cíclica:** Mayor resistencia: ESP Files Thermoflex y One Curve. Menor resistencia: Blueshaper y Protaper Ultimate. **Longitud de fragmentos fracturados:** Fragmentos más largos: ESP Files Thermoflex, Protaper Ultimate y Blueshaper. **Fragmentos más cortos**: One Curve, Protaper Next y 2Shape.	ESP Files Thermoflex (R-Phase) demostró ser más resistente a la fatiga cíclica. Longitud de fragmentos más largos se observó en ESP Files Thermoflex, Protaper Ultimate y Blueshaper, lo que podría facilitar su extracción clínica.
Cyclic Fatigue Resistance of Four Heat-Treated Nickel-Titanium Files in Severely Curved Simulated Canals: An In Vitro Study (65)	Katia Greco, *et al.* 2024 **10.3390/jcm13195739**	Comparar resistencia a fatiga cíclica de cuatro limas rotatorias tratadas térmicamente, con igual diámetro de punta pero diferentes conicidades, aleaciones y diseños de sección transversal.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y 90°) se registró NCF .	Sistemas evaluados: ProTaper Gold F2, ProTaper Ultimate F2, FQ 25.06 y Blueshaper Z4 25.06. (30 limas por grupo)	**NCF:** FQ mostraron la mayor resistencia a la fatiga cíclica, seguidas por ProTaper Ultimate, ProTaper Gold y Blueshaper Z4, que presentó la menor resistencia. **La conicidad y el diseño de la sección transversal influyeron en la fatiga:** limas con sección transversal en forma de S (FQ) fueron más resistentes que las triangulares convexas como Blueshaper Z4.	El tratamiento térmico aumenta significativamente su resistencia a la fatiga cíclica. FQ fueron las más resistentes, mientras que Blueshaper Z4 mostró menor desempeño. La resistencia a la fatiga depende de factores como la conicidad, el diseño de la sección transversal, la velocidad de rotación y el tipo de aleación.

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
Comparative evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium rotary files with different cross-sectional designs and alloy properties (66)	Mehmet Emin Kaval, *et al.* 2016 **10.1007/s00784-016-1917-x**	Evaluar y comparar resistencia a fatiga cíclica de cuatro sistemas de limas rotatorias de níquel-titanio.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y radio de 3 mm) se registró NCF.	10 limas de calibre 25.06 de cada sistema evaluado: F6 SkyTaper, K3XF, NG OneShape y TRUShape 3D Conforming.	**Resistencia a fatiga cíclica:** F6 SkyTaper> K3XF> TRUShape 3D Conforming> NG OneShape. La mayor durabilidad F6 SkyTaper se atribuye a su diseño con sección transversal en forma de "S", que reduce la cantidad de masa metálica y aumenta la flexibilidad. K3XF destacó por su tratamiento térmico de fase R, que mejora las propiedades mecánicas del NiTi.	F6 SkyTaper presentó mayor resistencia a fatiga cíclica, seguido de K3XF, TRUShape 3D Conforming y NG OneShape. La sección transversal en forma de S y la menor masa metálica del núcleo fueron factores determinantes para la superioridad F6 SkyTaper.
Assessment of the Cyclic Fatigue Performance of the Novel Protaper Ultimate File System Used in Different Kinematics: An In Vitro Study (67)	Cezar Tiberiu Diaconu, *et al.* 2024 **10.3390/jfb15040085**	Comparar resistencia a fatiga cíclica de ProTaper Ultimate, ProTaper Gold y M3, evaluando efecto de movimiento recíproco en comparación con la rotación continua.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (70° y 2 mm de radio) se registró TTF y NCF.	60 limas nueva (n=10 por grupo) de calibre 25.08 de 25 mm de los sistemas: ProtaPer Gold, ProTaper Universal y M3.	**Todas las limas** mostraron una resistencia significativamente mayor a la fatiga cíclica cuando se empleó movimiento recíproco hacia adelante comparado con la rotación continua. PTU presentaron los valores más altos de TTF y NCF, tanto en FRM como en CR.	PTU demostraron una resistencia superior a la fatiga cíclica frente a PTG y M3, independientemente del tipo de movimiento. El movimiento recíproco incrementó la resistencia a fatiga cíclica de todos los instrumentos evaluados, la sección transversal de PTU y su tratamiento mejoraron mayormente su rendimiento.
Effect of Rotational Speed on the Resistance of NiTi Alloy Endodontic Rotary Files to Cyclic Fatigue—An In Vitro Study (68)	Vicente Faus-Matoses, *et al.* 2022 **10.3390/jcm11113143**	Evaluar efecto de velocidad de rotación sobre la resistencia a fatiga cíclica dinámica de las limas rotatorias de níquel-titanio utilizadas en endodoncia.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y 5 mm de radio) se registró TTF y NCF.	150 limas nuevas de conicidad 25.06 con sección transversal en paralelogramo , divididas en 5 grupos (n=30).	**limas sometidas a movimiento alternativo:** a 350 rpm fueron más resistentes a fatiga cíclica dinámica, seguidas por las de 400 rpm. **Limas de rotación continua:** la resistencia a la fatiga cíclica disminuyó conforme aumentó la velocidad de rotación (200 rpm > 350 rpm > 500 rpm). **Análisis Weibull** confirmó que los grupos con movimiento alternativo presentaron mayor fiabilidad y durabilidad.	Las limas con movimiento alternativo mostraron mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica. Los sistemas de rotación continua a altas velocidades presentaron menor resistencia y mayor riesgo de fractura. Utilizar movimientos alternativos a baja velocidad en conductos curvos pronunciados reducen el riesgo de fractura.

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
Effect of Core Mass and Alloy on Cyclic Fatigue Resistance of Different Nickel-Titanium Endodontic Instruments in Matching Artificial Canals (69)	Sebastian Bürklein, *et al.* 2021 **0.3390/ma14195734**	Evaluar influencia de masa de núcleo y tipo de aleación en la resistencia a fatiga cíclica de diferentes instrumentos endodónticos con igual diámetro exterior pero distinto diseño de sección transversal.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales estandarizados (diseñados con las medidas exactas de cada instrumento) se registró NCF y TTF.	120 limas de conicidad .04 y .06 de los sistemas: F360,Twisted File, Jizai, TruNatomy, Mtwo y HyFlex.	**Conicidad 0.04:** Tiempo hasta fractura: TruNatomy < Twisted File < F360 < JIZAI. NCF (de menor a mayor): F360 < TruNatomy < Twisted File < JIZAI. **Conicidad .06:** Hyflex y JIZAI mostraron mayor tiempo y ciclos hasta la fractura que Mtwo. **Longitud de fragmentos:** TruNatomy presentó los fragmentos más cortos. En conicidades mayores, Hyflex produjo los fragmentos más largos. **Microscopía fractográfica:** todas las fracturas fueron por fatiga cíclica. El tipo de aleación y proceso de fabricación (torsión o mecanizado por descarga eléctrica) influyeron positivamente en la durabilidad.	Ningún parámetro individual (aleación, diseño, masa del núcleo o velocidad) determinó por sí solo una mayor o menor resistencia; la interacción entre varios factores fue decisiva. Los procesos de fabricación especiales (torsión o mecanizado por descarga eléctrica) mejoran la resistencia a la fatiga cíclica.
Phase transformation and mechanical properties of heat-treated nickel-titanium rotary endodontic instruments at room and body temperaturas (70)	Yuka Kasuga, *et al*. 2023 **10.1186/s12903-023-03550-6**	Determinar cómo tratamiento térmico y temperatura influyen en las propiedades mecánicas y durabilidad de los instrumentos, controlando factores geométricos como tamaño y conicidad (40/.04).	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos(60° y 3 mm de radio), prueba de flexión y se registró NCF.	6 marcas de sistemas, 5 tratados térmicamente y 1 convencional: HyFlex EDM, HyFlex CM, Vortex blue, RE file CT, JIZAI y Mtwo.	**Prueba de flexión:** EDM mostró la menor carga de flexión, siendo el más flexible, Mtwo fue el más rígido en ambas condiciones. **Fatiga cíclica:** EDM tuvo el mayor número de NCF a ambas temperaturas. Los instrumentos tratados térmicamente mostraron valores de NCF superiores a Mtwo, confirmando el beneficio del tratamiento térmico. La disminución del NCF a temperatura corporal se asoció al aumento de la fase austenítica, menos dúctil que la martensítica/fase R.	Los instrumentos tratados térmomecanicamente son más resistentes a la flexión y fatiga cíclica. HyFlex EDM sobresalió teniendo el mejor desempeño combinando alta flexibilidad y resistencia a la fractura.
Evidence for Reduced Fatigue Resistance of Contemporary Rotary Instruments Exposed to Body Temperature (71)	Rafaela Andrade, *et al.* 2016 **joen.2016.01.025**	Evaluar efecto de temperatura corporal (37 °C) sobre resistencia a fatiga cíclica de instrumentos comparándola con su comportamiento a temperatura ambiente (20 °C).	Estudio *in vitro* en simulador de curvatura (60° y 3 mm de radio), se registró NCF y DSC para determinas temperatura de fase.	80 limas nuevas de los sistemas: HyFlex CM, TruShape, Vortex blue, ProTaper Universal. (n=20 por grupo)	**DSC**: PTU austenítico en ambas temperaturas, HF CM, TS, TVB: Fase R y martensita a 20° y predominio de austenita a 37° dando una pérdida de ductilidad y flexibilidad. HF CM conservo una mezcla de martensita y austenita. NCF: 20° y 37°: HF CM > VTB> TS> PTU (la resistencia fue menor a 37° que a 20°).	La fase martensítica y fase R otorgan mayor resistencia a la fatiga que la fase austenítica. Mayor martensita = más flexibilidad y resistencia a fatiga, Mayor austenita= mayor rigidez y menor durabilidad.

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
Bending resistance and cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc Blue, and HyFlex EDM instruments (72)	Soram Oh, et al. 2019 **10.1016/j.jds.2019.10.003**	Evaluar comportamiento clínico de sistemas de lima única de NiTi a temperatura corporal.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos(40° y radio de 5 mm) se registró NCF y prueba de resistencia a la flexión.	Limas 25.07 de WOG, 25.08 de RPB y HDM con conicidad variable	**Resistencia a la flexión 22°C y 37°C:** WOG y RPB se vuelven más rígidas a mayor temperatura, HDM no cambia significativamente. **Resistencia a fatiga cíclica:** 22° RPB>HDM>WOG. 37°: HDM>RPB>WPG. WOG: Af = 49 °C a 37 °C está entre fase R y austenita. RPB: Af = 38 °C a 37 °C está casi totalmente austenítica. HDM: Af = 51 °C a 37 °C sigue predominantemente martensítica, lo cual explica su buena flexibilidad y resistencia a la fatiga.	Para WOG y RPB la temperatura corporal afecta mayormente a la flexibilidad y la resistencia a la fatiga, pero a HDM no. Gracias a los tratamientos térmicos y el estado de fase a 37 °C: WOG y RPB: se vuelven más austeníticas → más rígidas = menos resistentes a la fatiga. HDM: con estructura martensítica estable, mantiene su flexibilidad y desempeño siento esta la opción más segura en curvaturas.
Correlation between Temperature-dependent Fatigue Resistance and Differential Scanning Calorimetry Analysis for 2 Contemporary Rotary Instruments (73)	Ana Arias, *et al.* 2017 **10.1016/j.joen.2017.11.022**	Evaluar efecto de temperatura en los límites de fatiga por contacto de dos sistemas de instrumentos NiTi: HyFlex EDM y TRUShape.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y 3 mm de radio) se registró NCFy DSC.	40 limas 25.08 de Hyflex EDM y 40 limas 25.06 de TruShape, divididas en 4 grupos (n=20) sometidas a pruebas en agua a temperaturas de 22°C y 37°C.	**TRUShape:** CF: a 22°C su vida media fue mayor y a 37°C disminuyo. DSC: a 37°C es totalmente austenítico lo que explica su rigidez y menor resistencia. **HyFlex EDM:** CF: no hubo cambios en las 2 temperaturas, mostrando mayor resistencia a fatiga y durabilidad. DSC: transformación en 2 etapas: Austenita - Fare R (45-36°C) Fase R- Martensita (5-15°C) a 37°C predomina Fase R que le da más flexibilidad y resistencia a la fatiga.	HyFlex EDM presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica a temperatura ambiente como corporal, gracias al predominio de martensita/fase R, otorgándole mayor flexibilidad y durabilidad.
Behavior of Nickel-Titanium Instruments Manufactured with Different Thermal Treatments (74)	Erika Sales Joviano, *et al*. 2014 **10.1016/j.joen.2014.06.005**	Comparar las propiedades mecánicas de instrumentos de NiTi con diseños y dimensiones similares pero fabricados mediante diferentes métodos térmicos y metalúrgicos.	Estudio *in vitro* aplicando prueba de flexión fijando 3 mm de la punta y flexionando a 45° y prueba torsional estática.	48 limas de conicidad 25.06 con sección triangular y geometría similar de los sistemas: PTU PFV, VB, TYP	**Prueba de flexión:** TYP> VB> PV> PTU (CM fue la más flexible por su alta proporción de Fase R/Martensítica. **Prueba de torsión:** PV> VB> TYP> PTU (TYP tuvo más ángulo de rotación antes de la fractura).	TYP CM es ideal para conductos muy curvos por su mayor flexibilidad, por lo contrario, PV (M-Wire) sería ideal para conductos estrechos y calcificados por su mayor resistencia a la torsión.

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
Cyclic Fatigue Resistance of Rotary and Reciprocating Nickel-Titanium Instruments Subjected to Static and Dynamic Tests (75)	Myint Thu, *et al.* 2020 **10.1016/j.joen.2020.08.006**	Comparar la resistencia a la fatiga cíclica estática y dinámica entre distintos sistemas NiTi con diferentes características cinemáticas, metalúrgicas y de diseño.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos(60° y radio de 3 mm) registrando NCF y TF.	80 limas (20 por sistema) de 0.25 y conicidad 7-8% de los sistemas: PTG, HF EDM RPB, WOG.	**Resistencia a fatiga cíclica:** RPB> EDM> WOG> PTG (RPB tuvo valores significativamente más altos). **Longitud y diámetro de la fractura:** Fragmentos más largos: PTG y RPB. Mas cortos: EDM y WOG. El diámetro fue mayor para RPB.	HyFlex EDM demostró mayor resistencia gracias a su combinación de tratamiento CM mecanizado por electroerosión y la presencia de la fase martensítica y fase R.
Torsional, Static, and Dynamic Cyclic Fatigue Resistance of Reciprocating and Continuous Rotating Nickel-Titanium Instruments. (76)	Eugenio Pedullá, *et al.* 2022 **10.1016/j.joen.2022.08.005**	Evaluar resistencia a fatiga cíclica estática y dinámica del nuevo instrumento recíproco OR.	Estudio *in vitro* aplicando prueba torsional registrando TTF, Angulo de torsión y longitud de fragmento fracturado.	30 limas de calibre 25.06-07 de los sistemas: OR RECI, Wave One Gold, ProTaper Next y Rotary One Curve.	**Fatiga cíclica estática:** OR presento TTF más alto, seguidos de OC, WOG y PTN. **Fatiga cíclica dinámica:** OR y WOD tuvieron mayor resistencia. **Resistencia torsional:** WOG tuvo mayor par torsional, OR tuvo mayor ángulo de torsión antes de fractura lo que indica mayor plasticidad.	El sistema OR presento mayor resistencia a fatiga estática y mayor ángulo de torsión antes de fracturarse. WOG mostro mayor resistencia a la torsión indicando que podría ser útil en conductos estrechos.
Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Instruments according to the Angle of File Access and Radius of Root Canal. (77)	Eugenio Pedullá, *et al.* 2019 **10.1016/j.joen.2019.11.015**	Evaluar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos 2Shape y HyFlex CM.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y radio de 5 y 3 mm) registrando NCF y longitud de fragmento.	192 limas (48 por grupo) de los sistemas: 2Shape:TS1, TS2 y HyFlex CM: 25.04 y 25.06.	**HCM> TS** en la resistencia a fatiga cíclica, se puede atribuir que CM-wire tiene mayor flexibilidad. Las limas de conicidad .04 siempre obtuvieron mayor NCF en comparación a las de .06 sin importar su marca (mayor conicidad = mayor masa = mayor estrés).	Las limas de conicidad .04 obtuvieron mejores resultados que las de .06. Se debe considerar que en curvaturas severas las limas incluso tratadas térmicamente pierden la resistencia a la fatiga.

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
The Effect of Taper and Apical Diameter on the Cyclic Fatigue Resistance of Rotary Endodontic Files Using an Experimental Electronic Device (78)	Vicente Faus-Llácer, *et al.* **2021** 10.3390/app11020863	Analizar y comparar efecto del diámetro apical y la conicidad de limas rotatorias de NiTi en su resistencia a la fatiga cíclica dinámica.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y radio de 3 mm) se registró NCF y TCF.	50 limas RaCe de 25 mm con sección transversal triangular de conicidades: 25.02, 25.04, 25.06, 20.06, 30.06 (n=10 por grupo).	**Fatiga cíclica e influencia de la conicidad:** Limas 20.06 mostraron mayor resistencia, mientras que las de conicidad 30.06 obtuvieron menos resistencia. La conicidad y el diámetro apical afectan negativamente la resistencia mientras va en aumento.	Conicidad y diámetro apical influyen en resistencia a fatiga cíclica del instrumento. A mayor masa, menor la resistencia, flexibilidad y mayor el riesgo de eliminación excesiva de dentina, transporte apical, perforaciones y fracturas del instrumento.
Effects of Autoclave Sterilization on Cyclic Fatigue Resistance in 5 Types of Rotary Endodontic Instruments: An In Vitro Study (79)	Nenad Stošić, *et al*. 2023 **10.12659/MSM.939694**	Comparar y analizar influencia del radio de curvatura del conducto en resistencia a fatiga entre instrumentos tras diferentes ciclos de esterilización.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales(45° y radio de 2 y 5 mm) ciclos de esterilización: 1, 3 y 5 y se registró NCF.	96 limas de 25 mm de los sistemas: PTU, BR, PTN, TF, HFCM, 4 grupos a 134°C 23 mm + 20 min de secado: Sin esterilizar, 1 ciclo, 3 ciclos y 5 ciclos	**Sin ciclo de esterilizado**: PTU obtuvo menor resistencia, HCM presento NCF más alto, TF y PTN mostraron valores intermedios. **Ciclos de esterilización:** PTU no mostro cambios y disminuyo NCF tras 5 ciclos, BR NCF aumento hasta 3 ciclos, PTN no mostro cambios, TF disminuyo NCF con cada ciclo de autoclave, HCM fue el más afectado positivamente por el calor aumentando su flexibilidad, incremento NCF.	La esterilización con autoclave afecta dependiendo el tipo de aleación y tratamiento térmico. HyFlex CM demostró tener una mejor respuesta al calor, gracias a su recuperación elástica inducida por la temperatura.
In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal Instruments in a Canal with a Double Curvature. (80)	H€useyin Sinan Topc¸uoglu, *et al.* 2016 **10.1016/j.joen.2016.03.010**	Comparar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos: ProTaper Next, OneShape, Hyflex CM, ProTaper Universal.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales con doble curvatura(coronal 50-70° y radio de 5 mm., apical: 70° y radio de 2-5 mm.) se registró NCF y TCF.	160 limas nueva (n=40 por sistema) de los sistemas: PTN X2, OS 25.06, HyFlex CM 25.06, PTU F2 25.08.	Todas las limas se fracturaron en la curvatura apical y no hubo diferencias entre los cuatro grupos en la curvatura coronal. **Resistencia a la fatiga cíclica**: PTN X2 y HCM obtuvieron mayor NCF.	ProTaper Next X2 de aleación M-wire y HyFlex CM de aleación control memory, demostraron tener mayor resistencia a la fatiga en curvaturas apicales.

Titulo	Autor, año y fuente	Objetivo	Metodología	Muestra	Resultado	Conclusión
Influence of the Geometrical Cross-Section Design on the Dynamic Cyclic Fatigue Resistance of NiTi Endodontic Rotary Files—An In Vitro Study (81)	Vicente Faus-Llácer, *et al.* 2021 **10.3390/jcm10204713**	Evaluar si el diseño de la sección transversal de los instrumentos rotatorios de NiTi afecta en su resistencia a la fatiga cíclica.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (60° y radios de 3 mm) se registró NCF y TCF.	40 limas divididas en 4 grupos: Mtwo Doble S, TPro E1 rectangular TPro E2 triangular convexa y T Pro E4 triangular	**NCF y TCF:** Mtwo obtuvo mayor resistencia y T Pro E1, E2, E4 la menor.	El diseño de la sección transversal influye significativamente en el comportamiento de las limas rotatorias de NiTi.
Mechanical Properties of the New Generation RACE EVO and R-Motion Nickel–Titanium Instruments (82)	Fatima Betul Basturk, *et al.* 2022 **10.3390/ma15093330**	Comparar propiedades mecánicas de los nuevos instrumentos Race Evo y R-Motion frente a instrumentos convencionales RaCe.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos(60° y radio 5 mm) se registró TTF, NCF y se analizó la fractura por MEB.	45 limas RaCe, Race Evo y R-Motion 25.06 (n=15 por grupo)	**Resistencia a la fatiga:** R-Motion demostró mayor resistencia (TTF), seguido de Race Evo y RaCe. **Resistencia a torsión:** Race obtuvo mayor resistencia y menor ángulo de rotación fracturándose con menor deformación, seguido de Race Evo y R-Motion	El tratamiento térmico de Race Evo y R-Motion aumentó su fase martensítica, dándole mayor flexibilidad y desempeño ante la fatiga cíclica, pero disminuyó su resistencia a torsión haciéndolos más adaptables en conductos curvos y RaCe en conductos calcificados o estrechos por su resistencia torsional.
Cyclic Fatigue Resistance of One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue, and RaCe Nickel-Titanium Rotary Instruments in Single and Double Curvature Canals (83)	Amr M. Elnaghy, *et al.* 2018 **10.1016/j.joen.2018.07.023**	Evaluar y comparar la resistencia a fatiga cíclica de los instrumentos One Curve, Vortex Blue, 2Shape, ProFile Vortex y Race en conductos con curvatura en forma de S.	Estudio *in vitro* en conductos artificiales curvos (simple 60° radio 5 mm, doble 70° radio 2 mm) se registró NCF y TTF.	200 limas de conicidad 25.06 (n=40 limas por sistema)	**NCF:** todos los instrumentos obtuvieron menor NCF en curvatura doble y la fractura ocurría en apical. Vortex Blue: demostró mayor resistencia a fatiga cíclica en ambas curvaturas, seguidos de One Curve, 2Shape, ProFile Vortex y Race. **Características geométricas:** One Curve mostro núcleo más pequeño lo que favorece la flexibilidad y resistencia a fatiga, Race y ProFile Vortex núcleos más grandes lo que otorga menor desempeño.	Las curvaturas en forma de S reducen la resistencia a la fatiga en los instrumentos. Vortex Blue presento el mejor desempeño y resistencia a la fatiga en ambas curvaturas.

8.3 **Pruebas mecánicas aplicadas**

La tabla 2 muestra las pruebas mecánicas aplicadas en los estudios a los diferentes sistemas y aleaciones donde se evaluó el comportamiento de los instrumentos. Se puede observar que la prueba a fatiga cíclica fue la más utilizada, ya que estuvo presente en la mayoría de los estudios evaluados. Consideramos que esto indica su relevancia ya que es una de las principales causas de la fractura del instrumento.

Por otro lado, las pruebas de resistencia a la torsión se realizaron en un menor número de estudios y fueron utilizadas de manera complementaria a las pruebas de fatiga cíclica. Estas pruebas se enfocaron en determinar el par máximo, ángulo de rotación hasta la fractura y las tensiones del instrumento. Las pruebas torsionales se observaron en estudios donde se comparaba a los diferentes tratamientos térmicos con precargas torsionales.

En cuanto a la prueba a la flexión fue la menos realizada, esta se aplicó en estudios donde se incluían los análisis como la calorimetría diferencial de barrido (DSC), donde el objetivo era relacionar la flexibilidad del instrumento, con la fase cristalina predominante y la temperatura de transformación con las resistencias tanto de fatiga como torsión.

Se identificó que un solo estudio incorporó las tres pruebas, permitiendo evaluar de manera más integral el desempeño mecánico del instrumento. En conjunto los resultados reflejaron que el diseño del instrumento, las aleaciones y el diseño de la sección transversal influyen directamente en el comportamiento.

Tabla 2. Comparación de pruebas mecánicas aplicadas en los estudios.

Sistema/aleación evaluada	Pruebas	Fatiga cíclica	Torsión	Flexión
Reciproc R25 vs TF Adaptive vs WaveOne	1	*	-	-
PTG vs PTU	1	*	-	-
Vortex vs K3 vs K3XF	1	*	-	-
PTN vs Mtwo vs HyFlex	2	*	*	-
PTG vs PTN vs PTU	1	*	-	-
WaveOne vs OneShape	1	*	-	-

Sistema/aleación evaluada	Pruebas	Fatiga cíclica	Torsión	Flexión
M3 Pro Gold vs M3 Rotary	1	*	-	-
Recubrimiento TFMG	1	*	-	-
PTU vs PTG vs ETP	2	*	*	-
Reciproc Blue vs WOG vs Reciproc	1	*	-	-
OneCurve – HyFlex EDM	1	-	*	-
Mani NRT vs PTU F2	1	*	-	-
TYP vs TYP CM	2	*	*	-

Sistema/aleación evaluada	Pruebas	Fatiga cíclica	Torsión	Flexión
Reciproc R25 vs WaveOnce vs PT	1	*	-	-
NiTi vs MW vs CM	1	*	-	-
PTG vs PTU	2	*	-	*
HEDM vs Rec vs WO	2	*	*	-
WOG vs WO vs RC	1	*	-	-
HyFlex EDM vs PTG vs PTU	2	*	*	-
Reciproc Blue va M-wire	2	*	-	*

Sistema/aleación evaluada	Pruebas	Fatiga cíclica	Torsión	Flexión
CM vs M-Wire vs NiTi convencional	3	*	*	*
HyFlex vs VB vs TRN vs FM	2	*	*	-
WOG vs RC vs TFA	2	-	*	*
Premiun Taper Gold vs PTG vs PTU	1	*	-	-
EN vs Er vs DT	1	*	-	-
F360 vs TF vs FM vs Reciproc	1	*	-	-
ESP thermoflex vs OneCurve vs PTN	1	*	-	-

Sistema/aleación evaluada	Pruebas	Fatiga cíclica	Torsión	Flexión
F6 SkyTaper vs K3XF vs OneShape	1	*	-	-
EDM vs CM vs VB vs JIZAI vs Mtwo	2	*	-	*
WOG vs RPB vs HDM	2	*	-	*
TruShape vs Hyflex EDM	1	*	-	-
RPB vs EDM vs WOG vs PTG	1	*	-	-
OR vs OC vs WOG vs PTN X2	2	*	*	-
PTU vs CM vs TF	1	*	-	-
R-motion Vs Race EVO vs RaCe	3	*	*	*

8.4 **Comportamiento de los instrumentos evaluados**

La tabla 3 muestra los principales tratamientos térmicos, así como los sistemas comparados en la literatura existente. Se analiza el desempeño del instrumento y su resistencia a la fatiga cíclica, tiempos de fractura, así como su flexibilidad y resistencia a la torsión. La evaluación de los estudios evidencía que los instrumentos rotatorios de níquel-titanio sometidos a tratamientos térmicos presentaron una mayor resistencia a la fractura en comparación con los instrumentos de NiTi convencionales.

Dentro de los tratamientos térmicos evaluados, Control Memory (CM) y Electro Discharge Machining (EDM) demostraron los valores más altos de ciclos y tiempos hasta la fractura en las pruebas de fatiga cíclica y resistencia a la flexión. Estos tratamientos son una opción más favorable para su uso en conductos con curvaturas muy pronunciadas, donde la fractura es el principal riesgo.

En cambio, los tratamientos Gold y Blue, demostraron resultados superiores en las pruebas para fracturas por torsión, dichos tratamientos ofrecen una adecuada flexibilidad y una capacidad de corte que los hace favorables en anatomías con curvas moderadas.

Por el contrario, los instrumentos de NiTi convencional y M-Wire demostraron valores mucho más bajos en la resistencia a la fatiga y tiempos hasta las fracturas. Sus propiedades mecánicas son superadas por los nuevos tratamientos térmicos que otorgan una fase martensítica mayor.

Tabla 3. NCF a la fractura de los tratamientos evaluados.

Tratamiento térmico	Comparación	NCF / TTF reportados	Resultados	Desempeño
Reciproc R25 (M-Wire)	Wave One Primary	1325 ± 115 vs 1225 ± 104	Reciproc R25: mejor resistencia a fatiga	Tratamiento M-Wire + movimiento reciprocante = más flexibilidad que NiTi convencional
TF Adaptative M-L1 (CM-Fase R)	Wave One Primary	1333 ± 73 vs 1225 ± 104	TF Adaptative: mayor NCF	CM = mayor martensita y mayor flexibilidad
ProTaper Gold	ProTaper Universal (NiTi convencional)	PTG superior a PTU	PTG: mayor resistencia a la fatiga	Tratamiento Gold y fase R intermedia + AF mayor.
Vortex (Blue-Wire)	K3 y K3XF (Fase R)	Vortex > K3XF > K3 a 22–37 °C	Vortex: mayor NCF	Tratamiento Blue = más martensita
Wave One (M-Wire)	OneShape (NiTi convencioanl)	A 45°: WO ≈ 789 ciclos	WaveOne: mayor confiabilidad y NCF	Movimiento reciprocante + sección transversal en S
M3 Pro Gold (Gold)	M3 Rotary (NiTi convencional)	1012 ± 77 vs 748 ± 62	M3 pro gold: mayor NCF y TTF	Tratamiento gold reduce defectos

Tratamiento térmico	Comparación	NCF / TTF reportados	Resultados	Desempeño
PDR (Blue)	Reciproc Blue y Wave One Gold	PDR > RB > WOG	PDR: mayor fatiga cíclica	Sección transversal más pequeña = menos masa metálica
Reciproc Blue	Reciporc (M-Wire) y Wave One Gold	RPB > WOG > Reciproc	Reciproc blue: mayor resistencia	Tratamiento Blue + movimiento controlado
HyFlex EDM	PTG (Gold) y PTU (NiTi convencional)	EDM > PTG> PTU	HyFlex EDM: Mejor resistencia	EDM + CM + = mayor flexibilidad
Mani NRT (NiTi convencional)	PTU F2 (NiTi convencional)	Mani mayor NCF	Mani NRT: mejor rendimiento	Superficies lisas con menos defectos
TYP CM (Control memory)	TYP convencional (NiTi convencional)	TYP-CM > TYP	TYP CM: mejor a la fatiga	Tratamiento CM + fase martensita predominante = mejor rendimiento
Wave One Gold (Gold)	Wave One (M-Wire) y Reciproc (M-Wire)	WOG> Reciproc> WO	Wave One Gold: mayor NCF	Tratamiento Gold + diseño en paralelogramo
HyFlex EDM	Reciproc y Wave One (M-Wire)	EDM> Reciproc> Wave One	HyFlex EDM: mejor comportamiento ante la fatiga	EDM endurece las superficies eliminando tenciones internas

Tratamiento térmico	Comparación	NCF / TTF reportados	Resultados	Desempeño
Reciproc Blue (Blue)	Reciproc (M-Wire)	Reciproc Blue > Reciproc	Reciproc Blue: Mayor NCF	Fase martensítica estable a temperatura corporal
HyFlex CM y HyFlex EDM	M-Wire y NiTi convencional	CM > MW> NiTi	CM: mayor resistencia a la fatiga	Fase más martensita = mayor flexibilidad
F360 (NiTi convencional)	Twisted File (Fase R), Flex master y Race, (NiTi convencional)	F360 mayor NCF	F360: mayor resistencia a la fatiga	Diseño en doble S = mejor distribución de tenciones
ESP Thermoflex (Fase R)	One Curve (CM) , BlueShaper (Blue) y PTU (NiTi)	984 ± 79.6	Thermoflex: mayor NCF	Fase R dominante
HyFlex CM	PTN X2 (M-Wire), PTU F2 (NiTi convencioanl)	HCM> PTN X2> PTU F2	HyFlex CM: mayor NCF	Fase martensítica estable a temperatura corporal
Mtwo (NiTi convencional)	T-Pro	Mtwo> T-Pro	Mtwo: mejor resistencia a la fatiga	Diseño en doble S + torsionado
R- Motion (similar a CM)	Race Evo (similar a CM) y RaCe (NiTi convencional)	R-motion mayor TTF	R-motion: mejor resistencia	Tratamiento CM + sección transversal

8.5 **Metalurgia de los instrumentos rotatorios**

La tabla 4 presenta una comparación de los principales instrumentos y aleaciones evaluadas en la literatura considerada para esta revisión bibliográfica, donde se compara la influencia del tipo de movimiento en los instrumentos.

Los instrumentos con cinemática de rotación continua generaron menores ciclos a la resistencia a la fatiga cíclica, mayormente en conductos con curvaturas muy pronunciadas, esto se puede manifestarse gracias a la acumulación de tensiones en un mismo punto del instrumento al momento de la rotación continua, lo que va a favorecer la iniciación y propagación de microgrietas.

En cambio, los movimientos reciprocantes o adaptativos demostraron mayor resistencia a la fractura, aun cuando estaban fabricadas con aleaciones similares. La alternación en la rotación en sentido antihorario y horarios ayuda a reducir el estrés que se acumula, ayuda a evitar el atornillamiento y cargas torsionales del instrumento, haciendo que se generen mayores ciclos hasta la fractura. Esto puede ser más relevante al combinar aleaciones ricas en porcentaje martensítico, tal como CM-Wire.

Tabla 4. Comparación de tratamientos y metalurgia evaluados.

Sistema y aleación	Tipo de movimiento	Numero de ciclos a la fractura (NCF)	Comparación	Desempeño
Reciproc R25 (M-Wire)	Reciprocante	1325 ± 115	WaveOne Primary	Movimiento reciprocante ayuda a reducir acumulación de estrés y mejora la vida del instrumento.
TF Adaptative M-L1 (CM-Fase R)	Adaptativo (rotarios-reciprocante)	1333 ± 73	WaveOne Primary	Fase R + movimiento adaptativo favorece la dispersión de tensiones
ProTaper Gold	Rotación continua	PTG superior a PTU	ProTaper Universal	+ martensita y fase R más intermedia mejora el rendimiento del instrumento
ProTaper Universal (NiTi convencional)	Rotación continua	NCF reducido a 35°C	ProTaper Gold	Predominio de fase austenítica aumenta la rigidez del instrumento
HyFlex CM (CM Wire)	Rotación continua	NCF superior a M-Wire y NiTi convencional	ProTaper Next y ProTaper Universal	Mayor proporción martensítica = mayor flexibilidad al instrumento

Sistema y aleación	Tipo de movimiento	Numero de ciclos a la fractura (NCF)	Comparación	Desempeño
HyFlex EDM (CM Wire)	Rotación continua	NCF más alto	ProTaper Gold, ProTaper Universal y Reciproc	Mejor rendimiento gracias a su superficie endurecía + núcleo martensítico
Reciproc Blue (Blue)	Reciprocante	Mayores TTF y NCF	Reciproc	Tratamiento térmico Blue reduce microdefectos evitando propagación de grietas
Wave One Gold (Gold)	Reciprocante	NCF mayores	Wave One, Reciproc	Movimiento reciprocante + tratamiento Gold mejora el desempeño del instrumento
M3 Pro Gold (Gold)	Rotación continua	173.5 ± 14.7 s TTF / 1012 ± 77 NCF	<M3	Tratamiento Gold = mayor flexibilidad y menor rigidez
M3 Rotary (NTi convenciona)	Rotación continua	128.3 ± 11.6 s TTF / 748 ± 62 NCF	M3 Pro Gold	NiTi convencional limita la resistencia del instrumento
Vortex Blue (Blue)	Rotación continua	NCF > K3XF > K3	NiTi convencional	Fase R y capa superficial mejora la fatiga del instrumento

Sistema y aleación	Tipo de movimiento	Numero de ciclos a la fractura (NCF)	Comparación	Desempeño
K3XF (Fase R)	Rotación continua	NCF intermedio	Vortex Blue	Tratamiento Blue ofrece más NCF para el rendimiento del instrumento
Mani NRT	Rotación continua	Mayor NCF	ProTaper Universal F2	El tratamiento térmico patentado otorga superficies más lisas y menos defectos
ESP Files Thermoflex (Fase R)	Rotación continua	984.46 ± 79.69 NCF	Gold y Blue	Fase R otorga mayor ductilidad al instrumento
One Curve (CM Wire)	Rotación continua	839.04 ± 22.46 NCF	ProTaper Ultimate	Tratamiento CM favorece el rendimiento del instrumento ante la fatiga
ProtaPer Ultimate (Gold)	Rotación continua	293.96 ± 21.44 NCF	ESP, One Curve	Mayor torque aplicado al instrumento reduce NCF

9. DISCUSIÓN

Es bien sabido, que la fractura de los instrumentos de Níquel Titanio puede ser ocasionada por diferentes factores, tales como: su aleación, diseño, conicidad y movimiento, llevando al instrumento al punto de ocasionar una fatiga seguida de una fractura. La presente revisión de la literatura narrativa se llevó a cabo para evaluar los diferentes tratamientos térmicos a los cuales las limas son sometidas para su fabricación y determinar cuál es más resistente. Los resultados obtenidos demuestran la importancia y como influyen los tratamientos térmicos en el comportamiento del instrumento.

En conjunto, los estudios evaluados demostraron que el tratamiento térmicos Control Memory (CM) y Electro Discharge Machining (EDM) obtuvieron mayor resistencia a la fractura por flexión. Estos hallazgos coinciden con lo reportado por Tabassum *et al.* en 2019, quienes expresaban que el objetivo de los tratamientos térmicos es aumentar una fase martensítica la cual sea estable a temperatura corporal, para así, otorgar una mayor flexibilidad y mejor desempeño mecánico. Control Memory (CM) muestra una deformación que reduce la fractura por flexión, los autores mencionan que el tratamiento Gold también exhibe dicha deformación, sin embargo, dado los resultados de esta revisión, Gold demostró valores inferiores a CM en los números de ciclos hasta la fractura (NCF) lo que sugiere que la fase martensítica de Control Memory es más estable.

Por otro lado, respecto al tratamiento Electro Discharge Machining (EDM), los hallazgos coinciden con lo descrito por Castagnola *et al*. en 2023, y Tabassum *et al.* en 2019, quienes mencionan que EDM tiene una superficie más resistente, gracias a la combinación de un núcleo martensítico y una capa externa en fase austenítica, otorgando mejor resistencia y limitando la propagación de grietas. Esto concuerda con los resultados de esta investigación, ya que EDM demostró una productividad similar a CM.

A su vez, con relación a la resistencia a la fractura por torsión, los resultados de esta investigación identificaron al tratamiento térmico Gold con los mejores números de

ciclos hasta la fractura (NCF) y un mejor desempeño mecánico, por su parte, el tratamiento Blue obtuvo valores muy cercanos. Esto coincide con Tabassum *et al.* en 2019, quienes expresaron que los tratamientos Gold y Blue, tienen una microestructura en fase martensítica, lo que le otorga una notable resistencia a la fatiga cíclica. Gavini *et al.* en 2018, expresa que la flexibilidad obtenida de estos tratamientos le otorga al instrumento mejor adaptación a curvaturas y así evitar tensiones excesivas. En esta revisión, Gold obtuvo ciclos más altos hasta la fractura (NCF), lo que indica que su fase martensita otorga un comportamiento más predecible en flexión.

Asimismo, el tratamiento M-Wire ha sido descrito como una aleación resistente a la fatiga con respecto al NiTi convencional, los resultados de esta revisión demostraron que no hay proximidad ante el rendimiento de CM, EDM, Gold o Blue. Tabassum *et al.* en 2019, expresaron que M-Wire presenta resultados indeterminados, ya que algunos muestran beneficios marginales y en otros no hay hallazgos o diferencias significativas al NiTi convencional. En esta revisión, M-Wire demostró ciclos y un desempeño por debajo de los tratamientos térmicos más recientes.

Finalmente, se coincide entre los autores y los resultados de esta revisión, que la fractura de los instrumentos mecanizados es provocada por múltiples causas, sin embargo, las que más llegan a influir son el tratamiento térmico, su cinemática y el diseño del instrumento. Esta revisión, dio como resultado que los tratamientos con fases martensíticas similares como fueron: Gold, Blue, CM y EDM, mostraron resultados diferentes, lo que conlleva a que el tratamiento térmico no se puede analizar sin considerar variables como la sección transversal, conicidad y el tipo de movimiento ejercido por el instrumento.

10. CONCLUSIÓN

Con los resultados obtenidos de esta revisión se puede concluir que el tratamiento térmico de los instrumentos mecanizados de níquel titanio influye en la resistencia a la fatiga y la fractura. Los artículos revisados donde se evalúa Control Memory (CM) y Electro Discharge Machining (EDM) mostraron resultados que revelan que al parecer son más resistentes a la fractura por flexión, gracias a sus mayores tiempos y ciclos hasta la fractura (NCF). Consideramos que este comportamiento se puede atribuir a su fase martensítica predominante en CM y a la combinación de núcleo martensítico y una superficie austenítica más endurecida para EDM, evitando propagaciones de grietas.

En cuanto a la resistencia a la torsión, los artículos revisados mostraron que el tratamiento Gold obtuvo resultados superiores, y Blue se mantuvo muy cerca. La flexibilidad otorga una mejor adaptación a las curvaturas en instrumentos tratados con Gold, generando un mejor desempeño clínico.

Los hallazgos de esta revisión de la literatura narrativa pueden confirmar que los tratamientos térmicos otorgan ventajas especificas al instrumento. Por lo que la selección del sistema deberá basarse en la anatomía interna radicular de cada órgano dental. Los tratamientos térmicos CM, EDM y Gold, presentan un avance en la reducción de fracturas, no obstante, los resultados de esta revisión destacan una necesidad de realizar más estudios incluyendo la influencia del diseño y movimiento del instrumento.

En general, se demostró que la cinemática y la aleación influirán predeterminantemente en el comportamiento mecánico de los instrumentos. La aleación de Memoria Controlada (CM) o Electro Discharge Machining (EDM) junto al movimiento rotatorio, y la aleación GOLD con movimiento reciprocante, generan una alternativa más favorable para la reducción de fracturas, principalmente en conductos radiculares con curvaturas pronunciadas, otorgando una mayor seguridad clínica al momento de realizar el tratamiento de conductos radiculares.

En consideración, los resultados de esta revisión de la literatura demuestran que las nuevas aleaciones de tratamiento térmicos mejoran el comportamiento mecánico al instrumento de NiTi, optimizando la metalurgia de los sistemas y reduciendo el riesgo de llegar a la fractura y así aumentar el éxito del tratamiento de conductos radiculares.

11. PERSPECTIVAS

Los resultados obtenidos dan apertura a desarrollar diversas líneas de investigación, en las cuales se pueda profundizar y evaluar la interacción del tratamiento térmico, junto con la conicidad, sección transversal y cinemática de los instrumentos mecanizados en la resistencia a la fractura, utilizando conductos artificiales curvos, donde también se podrían realizar análisis como calorimetría diferencial de barrido y microscopia electrónica de barrido para relacionar de una manera más precisa las diferentes transformaciones de fase en el desempeño del instrumento.

12. REFERENCIAS

1. Aksoy Ç, Keriş EY, Yaman SD, Ocak M, Geneci F, Çelik HH. Evaluation of XP-endo Shaper, Reciproc Blue, and ProTaper Universal NiTi Systems on Dentinal Microcrack Formation Using Micro–Computed Tomography. J Endod. 2019 Mar 1;45(3):338–42.
2. Kuzekanani M. Nickel-titanium rotary instruments: Development of the single-file systems. Vol. 8, Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry. Wolters Kluwer (UK) Ltd.; 2018. p. 386–90.
3. Barakat RM, Almohareb RA. Conservative preparation of curved root canals using novel nickel-titanium instruments: influence of operator experience. Heliyon. 2022 Dec 1;8(12).
4. Maki K, Ebihara A, Kimura S, Nishijo M, Tokita D, Miyara K, et al. Enhanced root canal-centering ability and reduced screw-in force generation of reciprocating nickel-titanium instruments with a post-machining thermal treatment. Dent Mater J. 2020;39(2):251–5.
5. Soares IJ, Goldberg F. Endodoncia: Técnica y fundamentos. Editorial Médica Panamericana S.A., editor. Vol. 1. Buenos Aires, Argentina; 2002.
6. Estrela C. Ciencia Endodóntica. Artes Medicas Editora, editor. Vol. 1. Sao Paulo, Brasil; 2005. 36 p.
7. Kenneth E, Hargreaves M, Berman LH. Cohen. Vías de la Pulpa UNDÉCIMA EDICIÓN.
8. Grande NM, Castagnola R, Minciacchi I, Marigo L, Plotino G. A review of the latest developments in rotary NiTi technology and root canal preparation. Vol. 68, Australian Dental Journal. John Wiley and Sons Inc; 2023. p. S24–38.

9. Leonardo MR. Endodoncia: Principios Técnicos y Biológicos. Artes Medicas Latinoamericana Editorial, editor. Vol. 1. Sao Paulo, Brasil; 2005. 441 p.

10. Zanza A, D'angelo M, Reda R, Gambarini G, Testarelli L, Di Nardo D. An update on nickel-titanium rotary instruments in endodontics: Mechanical characteristics, testing and future perspective—An overview. Vol. 8, Bioengineering. MDPI; 2021.

11. Hou XM, Yang YJ, Qian J. Phase transformation behaviors and mechanical properties of NiTi endodontic files aftegold heat treatment and blue heat treatment. J Oral Sci. 2021;63(1):8–13.

12. Peters OA. Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review [Internet]. 2004. Available from: http://www.jendodon.com/.

13. Fernández Ponce de León YF, Mendiola Aquino C. Evolución de los sistemas rotatorios en endodoncia: propiedades y diseño. Revista Estomatológica Herediana. 2014 Aug 18;21(1):51.

14. Dablanca-blanco AB, Castelo-baz P, Miguéns-vila R, Álvarez-novoa P, Martín-biedma B. Endodontic Rotary Files, What Should an Endodontist Know? Vol. 58, Medicina (Lithuania). MDPI; 2022.

15. 119-122_giorgio_pompa.

16. Gavini G, dos Santos M, Caldeira CL, Machado ME de L, Freire LG, Iglecias EF, et al. Nickel-titanium instruments in endodontics: A concise review of the state of the art. Vol. 32, Brazilian Oral Research. Sociedade Brasileira de Hematologia e Hemoterapia; 2018. p. 44–65.

17. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. Vol. 51, International Endodontic Journal. Blackwell Publishing Ltd; 2018. p. 1088–103.

18. Salgado Santamaria VA. Estudio comparativo de 4 diferentes limas manuales usadas para la preparación de conductos radiculares. [Ciudad de México]: Universidad Nacional Autónoma de Mexico ; 2024.

19. Liang Y, Yue L. Evolution and development: engine-driven endodontic rotary nickel-titanium instruments. Vol. 14, International Journal of Oral Science. Springer Nature; 2022.

20. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. Vol. 39, Journal of Endodontics. Elsevier Inc.; 2013. p. 163–72.

21. Abdelmomen I, Vincent M, Thiebaud F, Budzinski J, Bastogne T, Ben Zineb T, et al. Experimental Analysis of the Influence of Heat Treatments on the Flexibility of NiTi Alloy for Endodontic Instruments Manufacturing. Materials. 2023 May 1;16(9).

22. Braga LCM oreira, Faria Silva AC ristina, Buono VT adeu L, de Azevedo Bahia MG uiomar. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. J Endod. 2014 Sep 1;40(9):1494–7.

23. Ounsi HF, Nassif W, Grandini S, Salameh Z, Neelakantan P, Anil S. Evolution of nickel-titanium alloys in endodontics. Vol. 18, Journal of Contemporary Dental Practice. Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd; 2017. p. 1090–6.

24. Abdellatif D, Iandolo A, Scorziello M, Sangiovanni G, Pisano M. Cyclic Fatigue of Different Ni-Ti Endodontic Rotary File Alloys: A Comprehensive Review. Vol. 11, Bioengineering. Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI); 2024.

25. Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Zaccaro Scelza M. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. Vol. 50, International Endodontic Journal. Blackwell Publishing Ltd; 2017. p. 143–52.

26. De Pedro-Muñoz A, Rico-Romano C, Sánchez-Llobet P, Montiel-Company JM, Mena-Álvarez J. Cyclic Fatigue Resistance of Rotary versus Reciprocating Endodontic Files: A Systematic Review and Meta-Analysis. Vol. 13, Journal of Clinical Medicine. Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI); 2024.

27. 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.

28. Ramadan F, AbuMostafa A, Alharith D. Evaluation of cyclic fatigue and bending test for different Nickle-Titanium files. PLoS One. 2023 Aug 1;18(8 August).

29. Alfouzan K, Jamleh A. Fracture of nickel titanium rotary instrument during root canal treatment and re-treatment: a 5-year retrospective study. Int Endod J. 2018 Feb 1;51(2):157–63.

30. Shim KS, Oh S, Kum K, Kim YC, Jee KK, Chang SW. Mechanical and Metallurgical Properties of Various Nickel-Titanium Rotary Instruments. Biomed Res Int. 2017;2017.

31. Miguel Moreno D. Avances en la metalúrgica de las limas endodónticas mecanizadas en la era actual . [Valencia, Venezuela]: Universidad de Carabobo; 2019.

32. Grande NM, Castagnola R, Minciacchi I, Marigo L, Plotino G. A review of the latest developments in rotary NiTi technology and root canal preparation. Vol. 68, Australian Dental Journal. John Wiley and Sons Inc; 2023. p. S24–38.

33. Tabassum S, Zafar K, Umer F. Nickel-titanium rotary file systems: What's new? Vol. 4, European Endodontic Journal. Kare Publishing; 2019. p. 111–7.

34. Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, Jaramillo DE. Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. J Endod. 2015 Jun 1;41(6):913–5.

35. Plotino G, Grande NM, Mercadé Bellido M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files. J Endod. 2017 Feb 1;43(2):200–2.

36. Huang X, Shen Y, Wei X, Haapasalo M. Fatigue Resistance of Nickel-titanium Instruments Exposed to High-concentration Hypochlorite. J Endod. 2017 Nov 1;43(11):1847–51.

37. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, et al. Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel - titanium instruments. Int Endod J. 2015 Nov 1;48(11):1043–50.

38. Uygun AD, Kol E, Topcu MKC, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. Int Endod J. 2016 May 1;49(5):494–9.

39. Elsaka SE, Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of oneshape and waveone instruments using different angles of curvature. Dent Mater J. 2015 Apr 23;34(3):358–63.

40. Gaimari G, Seracchiani M, Morese A, Khrenova T, Di D, Dds N, et al. Gabriele Miccoli DDS.

41. Alcalde MP, Duarte MAH, Bramante CM, de Vasconselos BC, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, et al. Cyclic fatigue and torsional strength of three different thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments. Clin Oral Investig. 2018 May 1;22(4):1865–71.

42. Chi CW, Deng YL, Lee JW, Lin CP. Fracture resistance of dental nickel–titanium rotary instruments with novel surface treatment: Thin film metallic glass coating. Journal of the Formosan Medical Association. 2017 May 1;116(5):373–9.

43. Gambarini G, Cicconetti A, Nardo D Di, Miccoli G, Zanza A, Testarelli L, et al. Influence of different heat treatments on torsional and cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary files: A comparative study. Applied Sciences (Switzerland). 2020 Aug 1;10(16).

44. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold Reciprocating Instruments. J Endod. 2017 Aug 1;43(8):1360–3.

45. Jo HJ, Kwak SW, Kim HC, Kim SK, Ha JH. Torsional resistance of heat-treated nickel-titanium instruments under different temperature conditions. Materials. 2021 Sep 1;14(18).

46. Kang YJ, Kwak SW, Ha JH, Gambarini G, Kim HC. Fracture resistances of heat-treated nickel-titanium files used for minimally invasive instrumentation. BMC Oral Health. 2025 Dec 1;25(1).

47. Campbell L, Shen Y, Zhou HM, Haapasalo M. Effect of fatigue on torsional failure of nickel-titanium controlled memory instruments. J Endod. 2014;40(4):562–5.

48. Pedullà E, Franciosi G, Ounsi HF, Tricarico M, Rapisarda E, Grandini S. Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments after immersion in irrigant solutions with or without surfactants. J Endod. 2014;40(8):1245–9.

49. Braga LCM oreira, Faria Silva AC ristina, Buono VT adeu L, de Azevedo Bahia MG uiomar. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. J Endod. 2014 Sep 1;40(9):1494–7.

50. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang ZJ, Shen Y. Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. J Endod. 2015 Jul 1;41(7):1134–8.

51. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, et al. Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. J Endod. 2016 Jan 1;42(1):156–9.

52. Özyürek T. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold Nickel-Titanium Instruments. J Endod. 2016 Oct 1;42(10):1536–9.

53. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Novel Nickel-Titanium Rotary Files with Various Alloy Properties. J Endod. 2016 Dec 1;42(12):1840–3.

54. De-Deus G, Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, et al. Blue Thermomechanical Treatment Optimizes Fatigue Resistance and Flexibility of the Reciproc Files. J Endod. 2017 Mar 1;43(3):462–6.

55. Goo HJ, Kwak SW, Ha JH, Pedullà E, Kim HC. Mechanical Properties of Various Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. J Endod. 2017 Nov 1;43(11):1872–7.

56. Elnaghy AM, Elsaka SE, Elshazli AH. Dynamic cyclic and torsional fatigue resistance of TruNatomy compared with different nickel–titanium rotary instruments. Australian Endodontic Journal. 2020 Aug 1;46(2):226–33.

57. Elsaka SE, Elnaghy AM, Badr AE. Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Twisted File Adaptive instruments. Int Endod J. 2017 Nov 1;50(11):1077–83.

58. Silva EJNL, Giraldes JFN, de Lima CO, Vieira VTL, Elias CN, Antunes HS. Influence of heat treatment on torsional resistance and surface roughness of nickel-titanium instruments. Int Endod J. 2019 Nov 1;52(11):1645–51.

59. Di Nardo D, Zanza A, Seracchiani M, Donfrancesco O, Gambarini G, Testarelli L. Angle of insertion and torsional resistance of nickel–titanium rotary instruments. Materials. 2021 Jul 1;14(13).

60. Martins JNR, Silva EJNL, Marques D, Braz Fernandes FM, Versiani MA. Comprehensive Assessment of Cyclic Fatigue Strength in Five Multiple-File Nickel–Titanium Endodontic Systems. Materials. 2024 May 1;17(10).

61. Hong J, Kwak SW, Ha JH, Sigurdsson A, Shen Y, Kim HC. Effect of Different Heat Treatments and Surface Treatments on the Mechanical Properties of Nickel-Titanium Rotary Files. Metals (Basel). 2023 Oct 1;13(10).

62. Ersoy I, Kol E, Demirhan Uygun A, Tanriver M, Seckin F. Comparison of cyclic fatigue resistance between different NiTi instruments with 4% taper. Microsc Res Tech. 2016 May 1;79(5):345–8.

63. Rubio J, Zarzosa JI, Pallarés A. A comparative study of cyclic fatigue of 10 different types of endodontic instruments: An in vitro study. Acta Stomatol Croat. 2019;53(1):28–36.

64. Rubio J, Zarzosa JI, Aranda S, Casino A, Pallarés A. A comparative study of cyclic fatigue of 6 endodontic systems. An in vitro study. J Clin Exp Dent. 2022 Jul 1;14(7):560–5.

65. Greco K, Paolone G, Cicero G, Tetè G, Cantile N, Sberna MT, et al. Cyclic Fatigue Resistance of Four Heat-Treated Nickel-Titanium Files in Severely Curved Simulated Canals: An In Vitro Study. J Clin Med. 2024 Oct 1;13(19).

66. Kaval ME, Capar ID, Ertas H, Sen BH. Comparative evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium rotary files with different cross-sectional designs and alloy properties. Clin Oral Investig. 2017 Jun 1;21(5):1527–30.

67. Diaconu CT, Diaconu AE, Tuculina MJ, Mihai LL, Gheorghiță M, Gheorghiță LM, et al. Assessment of the Cyclic Fatigue Performance of the Novel Protaper Ultimate File System Used in Different Kinematics: An In Vitro Study. J Funct Biomater. 2024 Apr 1;15(4).

68. Faus-Matoses V, Faus-Llácer V, Ruiz-Sánchez C, Jaramillo-Vásconez S, Faus-Matoses I, Martín-Biedma B, et al. Effect of Rotational Speed on the Resistance of NiTi Alloy Endodontic Rotary Files to Cyclic Fatigue—An In Vitro Study. J Clin Med. 2022 Jun 1;11(11).

69. Bürklein S, Zupanc L, Donnermeyer D, Tegtmeyer K, Schäfer E. Effect of core mass and alloy on cyclic fatigue resistance of different nickel-titanium endodontic instruments in matching artificial canals. Materials. 2021 Oct 1;14(19).

70. Kasuga Y, Kimura S, Maki K, Unno H, Omori S, Hirano K, et al. Phase transformation and mechanical properties of heat-treated nickel-titanium rotary endodontic instruments at room and body temperatures. BMC Oral Health. 2023 Dec 1;23(1).

71. De Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for Reduced Fatigue Resistance of Contemporary Rotary Instruments Exposed to Body Temperature. J Endod. 2016 May 1;42(5):782–7.

72. Oh S, Kum KY, Kim HJ, Moon SY, Kim HC, Chaniotis A, et al. Bending resistance and cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc Blue, and HyFlex EDM instruments. J Dent Sci. 2020 Dec 1;15(4):472–8.

73. Arias A, Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Correlation between Temperature-dependent Fatigue Resistance and Differential Scanning Calorimetry Analysis for 2 Contemporary Rotary Instruments. J Endod. 2018 Apr 1;44(4):630–4.

74. Pereira ÉSJ, Viana ACD, Buono VTL, Peters OA, Azevedo Bahia MG De. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. J Endod. 2015 Jan 1;41(1):67–71.

75. Thu M, Ebihara A, Maki K, Miki N, Okiji T. Cyclic Fatigue Resistance of Rotary and Reciprocating Nickel-Titanium Instruments Subjected to Static and Dynamic Tests. J Endod. 2020 Nov 1;46(11):1752–7.

76. Pedullà E, Kharouf N, Caruso S, La Rosa GRM, Jmal H, Haikel Y, et al. Torsional, Static, and Dynamic Cyclic Fatigue Resistance of Reciprocating and Continuous Rotating Nickel-Titanium Instruments. J Endod. 2022 Nov 1;48(11):1421–7.

77. Pedullà E, La Rosa GRM, Virgillito C, Rapisarda E, Kim HC, Generali L. Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Instruments according to the Angle of File Access and Radius of Root Canal. J Endod. 2020 Mar 1;46(3):431–6.

78. Faus-Llácer V, Kharrat NH, Ruiz-Sánchez C, Faus-Matoses I, Zubizarreta-Macho Á, Faus-Matoses V. The effect of taper and apical diameter on the cyclic fatigue resistance of rotary endodontic files using an experimental electronic device. Applied Sciences (Switzerland). 2021 Jan 2;11(2):1–14.

79. Stošić N, Popović J, Apostolović MA, Mitić A, Nikolić M, Barac R, et al. Effects of Autoclave Sterilization on Cyclic Fatigue Resistance in 5 Types of Rotary Endodontic Instruments: An In Vitro Study. Medical Science Monitor. 2023;29.

80. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Akti A, Düzgün S. In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal Instruments in a Canal with a Double Curvature. J Endod. 2016 Jun 1;42(6):969–71.

81. Faus-Llácer V, Hamoud-Kharrat N, Marhuenda Ramos MT, Faus-Matoses I, Zubizarreta-Macho Á, Ruiz Sánchez C, et al. Influence of the geometrical cross-section design on the dynamic cyclic fatigue resistance of niti endodontic rotary files—an in vitro study. J Clin Med. 2021 Oct 1;10(20).

82. Basturk FB, Özyürek T, Uslu G, Gündoğar M. Mechanical Properties of the New Generation RACE EVO and R-Motion Nickel–Titanium Instruments. Materials. 2022 May 1;15(9).

83. Elnaghy AM, Elsaka SE. Cyclic Fatigue Resistance of One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue, and RaCe Nickel-Titanium Rotary Instruments in Single and Double Curvature Canals. J Endod. 2018 Nov 1;44(11):1725–30.