

# El método de los elementos finitos para evaluar limas rotatorias de Níquel-Titanio: revisión de la literatura\*

The finite element method for evaluating files rotary Nickel-Titanium: Literature review

Laura Marcela Aldana Ojeda 1

Javier Laureano Niño Barrera 2

## RESUMEN

**Objetivo:** analizar por medio de la evaluación de los artículos encontrados en esta revisión de literatura, la utilidad del Método de Elementos Finitos en la determinación de los mecanismos de fractura en limas Ni-Ti, correlacionándolos con resultados experimentales. **Materiales y métodos:** se realizó una búsqueda de la literatura teniendo como objetivo los estudios experimentales y teóricos en bases de datos y revistas de endodoncia. **Resultados:** al comparar los resultados experimentales y teóricos, encontramos que el sistema Mtwo® presenta mejor resistencia a la fractura cíclica en correlación con una baja acumulación de esfuerzos de Von Mises; el sistema ProTaper® presenta una baja resistencia a la fractura cíclica correlacionado con una gran acumulación de esfuerzos de Von Mises en condiciones extremas; el sistema Quantec® fue el sistema más flexible pero con una gran acumulación de esfuerzos de Von Mises. **Conclusiones:** se determinó que el método de elementos finitos si tiene concordancia con los métodos experimentales; en los sistemas rotatorios el mejor para el manejo de conductos curvos es el sistema Mtwo®, el sistema ProTaper® reporta mejor resistencia torsional; se concluyó que el diseño transversal de la lima está directamente relacionado con su desempeño mecánico.

## PALABRAS CLAVE

Níquel, Titanio, instrumentos dentales, análisis de elementos finitos, simulación computacional.

## ABSTRACT

**Objective:** To analyse through the evaluation of the articles found in this literature review, the usefulness of Finite Element Method in determining fracture mechanisms files Ni-Ti and correlated with experimental results. **Materials and methods:** A search of the literature aiming experimental and theoretical studies in databases and journals was performed. **Results:** The comparison of the experimental and theoretical results Mtwo® found that the best system is the cyclical fracture resistance occurs in correlation with low accumulation of Von Mises stress, the ProTaper® system has low tensile strength cyclic correlated with a large accumulation of Von Mises stress in extreme conditions, the QUANTEC® system was more flexible but with a large accumulation of Von Mises stress system. **Conclusions:** We found that the finite element method has agreement with experimental methods; in rotary systems the best for handling curved canals is the Mtwo® system, ProTaper® system is the best torsional resistance presents; concluded that the cross-sectional design of the file is directly related to the mechanical performance of it.

## KEY WORDS

Nickel, Titanium, Dental instruments, Finite Element Analysis, Computer Simulation.

\* Artículo de investigación e innovación resultado de proceso de **revisión**.

- 1 Odontóloga, Universidad Nacional de Colombia. Dirección Postal: Calle 54A Sur No. 37-11 Casa 63, Bogotá, Colombia. Correo electrónico: lmalda-nao@unal.edu.co
- 2 Odontólogo Universidad Nacional de Colombia, Especialista en gerencia de instituciones de Salud, Especialista en Endodoncia, Magister en Ingeniería Biomédica. Profesor Asociado Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Colombia. Carrera 30 No. 45-30 Edificio 210, oficina 301, Ciudad Universitaria, Bogotá D.C. Correo electrónico: jlninob@unal.edu.co

## Citación sugerida

Aldana LM, Niño JM. El método de los elementos finitos para evaluar limas rotatorias de Níquel-Titanio: revisión de la literatura. *Acta Odontológica Colombiana* [en línea] 2014, [fecha de consulta: dd/mm/aaaa]; 4(2): 109-123. Disponible desde: <http://www.revistas.unal.edu.co/index.php/actaodontocol>

Recibido	27 de octubre de 2014
Aprobado	12 de diciembre de 2014
Publicado	30 de diciembre de 2014

## Introducción

Actualmente se realizan, con frecuencia, estudios orientados a observar y comparar con detalle y exactitud el comportamiento en las limas para preparación endodóntica de aleación Níquel-Titanio (Ni-Ti), pues en la práctica clínica se puede presentar fractura del instrumental dentro del conducto radicular. Este tipo de accidente limita la correcta preparación biomecánica de las paredes dentinales, lo cual conlleva a posibles complicaciones en el manejo y pronóstico que puede estar asociado a reacciones desfavorables, encaminando el tratamiento a un fracaso endodóntico (1).

Esta aleación, casi equiatómica (56% Ni y 44% Ti) (2), se introdujo en endodoncia en 1988 por Wallia *et al*, quienes al compararla con el acero inoxidable encontraron mejor desempeño mecánico en el Ni-Ti (3). La aleación presenta una fase cristalina muy estable llamada fase austenítica; durante el trabajo, por cambios de temperatura y deformación mecánica la aleación de Ni-Ti se transforma en martensítica (4), esta alteración se genera gracias a la acumulación de esfuerzos; esta última es una fase con menor estabilidad y mayor facilidad a la deformación (5), lo cual puede llevar al punto de fractura (6-8). La limitante más sobresaliente en esta aleación frente al acero inoxidable es que puede presentar un fracaso repentino (9), pues no presenta signos de deformación visibles (10).

Las limas en Ni-Ti se han desarrollado para superar la rigidez de otro tipo de aleaciones como el acero inoxidable; el Ni-Ti, debido a sus propiedades físicas, genera mayor flexibilidad durante la realización de la preparación biomecánica (11,12). Entre sus propiedades tenemos: es una aleación con memoria de forma (SMA), esto ofrece un comportamiento súper-elástico (límite elástico alrededor del 8% en comparación con el acero inoxidable, 1% aproximadamente) (3,13); tiene una mayor ductilidad, genera una menor corrosión, eficiencia de corte igual o mejor que los instrumentos de acero inoxidable (14); presenta una resistencia superior a la fractura flexural y es más biocompatible (7,10,15).

Todo esto permite que el instrumental se adapte a la anatomía interna de la raíz (16), pues una incorrecta preparación genera daños en las paredes dentinales y esto está, significativamente, asociado con fracturas radiculares (17,18). Dadas las diferentes conformaciones geométricas de los sistemas rotatorios es necesario evaluar los esfuerzos en tensión y deformación en cada una de ellas (19) para posteriormente generar una optimización del instrumental (20).

Para evaluar el comportamiento de las limas rotatorias Ni-Ti hay estudios de tipo experimental; sin embargo, estos presentan ciertas limitaciones y desventajas como los costos de investigación, los tiempos de trabajo y los posibles dilemas éticos (21). Como alternativa para evaluar mecánicamente las limas de endodoncia se ha propuesto el método de los elementos finitos (FEM), éste es un método de ingeniería estructural, que, mediante una técnica computacional, realiza simulaciones para evaluar las fuerzas que puede soportar una estructura (22), es así como se realiza un análisis más preciso en la descripción de comportamientos y soluciones aproximadas.

Éste método utiliza un sistema de puntos (nodos) que comunican entre sí los elementos; los elementos inicialmente eran triangulares, posteriormente pasaron a ser cuadriláteros para generar mayor exactitud en los resultados. El proceso de producción de los elementos se llama enmallado y dependiendo lo refinada que sea la malla, es decir, la cantidad de elementos en los que se divide el dominio a analizar, se determinará el tiempo de computación. Esta malla está programada para contener las propiedades de los materiales y la estructura del diseño a evaluar (módulo de

elasticidad, coeficiente de Poisson y el límite elástico), al tener todas estas variables se define la forma cómo la estructura analizada reaccionará a ciertos momentos de carga. La malla actúa transfiriendo el momento de nodo a nodo por medio de los elementos, este tipo de análisis se puede realizar en dos o tres dimensiones, en este último caso los resultados serán de mayor precisión (21).

Este método de simulación se utiliza principalmente en el área de la ingeniería, utilizado en el campo de la ingeniería estructural, optimización de materiales, termodinámica, física de fluidos etc. En medicina se ha venido utilizando en ayudas diagnosticas en imagenología, análisis de procesos biológicos, desarrollo de instrumentos; este tipo de estudios adquiere cada vez mayor relevancia pues disminuye costos y tiempos de investigación (21).

En odontología el FEM se ha utilizado en diversos campos; por ejemplo, la evaluación de la carga y deformación del disco articular (23), el conocimiento de los valores fisiológicos de tensiones alveolares que proporciona una referencia de guía para el diseño de los implantes dentales (21), comprensión de la remodelación ósea relacionada a la carga oclusal (21), comportamiento de retenedores intraradiculares (24), análisis de zonas de tensión y compresión del ligamento periodontal sometido a fuerzas ortodónticas (25), optimización del diseño de las restauraciones dentales(26), momentos de carga generados en áreas específicas como las lesiones abfractales (27), mecanismo de las fracturas verticales (18), evaluación de zonas de tensión apical dadas por la carga oclusal (28), simulación de procesos biológicos como la ubicación de los túbulos dentinales (29), descripción de la formación dentinaria (30) y por supuesto análisis del comportamiento de las limas rotatorias de Ni-Ti (15,31-33).

El propósito de éste artículo es analizar por medio de la evaluación de los artículos encontrados en esta revisión de literatura la utilidad del Método de Elementos Finitos en la determinación de los mecanismos de fractura en limas Ni-Ti y su correlación con resultados experimentales.

## Materiales y métodos

Tipo de estudio: revisión de la literatura acerca de la descripción del comportamiento de las limas rotatorias Ni-Ti en momentos de torsión y flexión, evaluadas por dos tipos diferentes de investigación: experimental y por medio del método de elementos Finitos.

### Método de búsqueda de literatura

Para realizar esta revisión se usaron estudios experimentales, revisiones bibliográficas y motores de búsqueda como: Pubmed, Science Direct, Scielo y Medline en el idioma inglés y español. Estos abordaron la temática necesaria para la revisión como son: método de los elementos finitos, evaluación de torsión y flexión de limas rotatorias, aleación Ni-Ti.

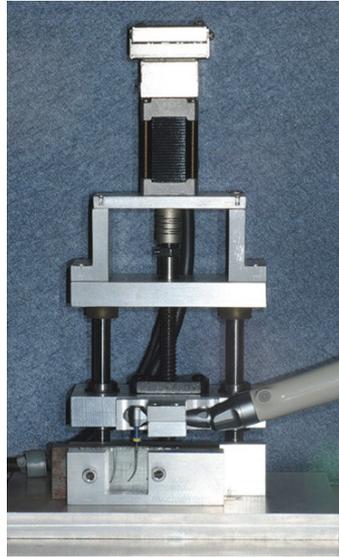
Para realizar la búsqueda de artículos se usaron términos Mesh como palabras claves: Nickel-Titanium, Rotary Files, Finite Elements, Mtwo®, ProTaper®, ProFile®, Quantec®, todos ellos utilizados de manera individual o en combinación con los términos AND/OR.



### Modelos Experimentales

Desde el abordaje experimental se pueden analizar las limas rotatorias con torquímetros y evaluar sus momentos de torsión y flexión, este tipo de estudios experimentales se correlacionan con estudios de simulación y le dan validez a éste último (36). (ver figura 2).

Figura 2. Torquímetro.

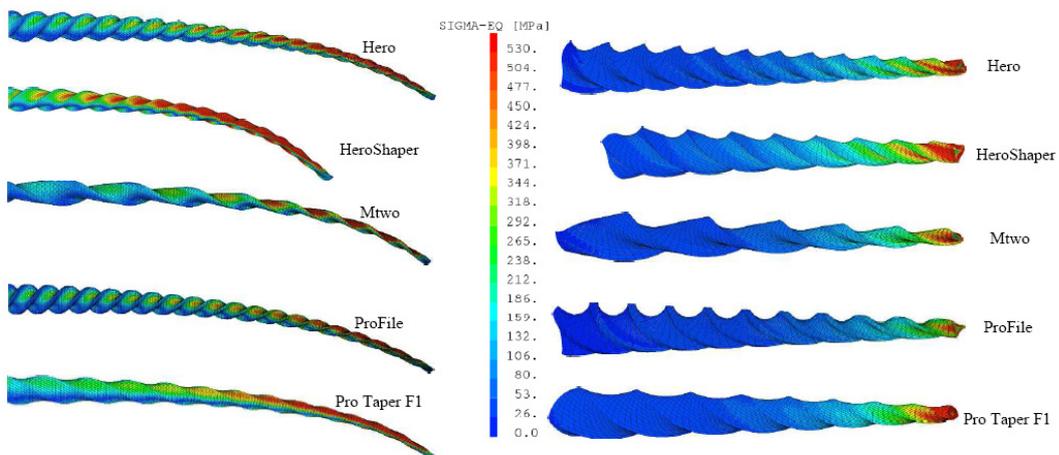


Fuente: Min-Ho Lee et al (36)

### Modelos Teóricos

También se puede evaluar el comportamiento mecánico de las limas por medio del análisis teórico con ayuda de modelos matemáticos utilizados en un análisis de FEM (37). (ver figura 3).

Figura 3. Modelos matemáticos utilizados en un análisis de FEM para evaluar momentos de flexión ( $Izq$ ) y torsión ( $Der$ ).



Fuente: Valérie Chevalier, Reza Arbab-Chirani et al (15).

## Correlación

Es importante darle validez a las simulaciones por medio de la experimentación mecánica (37). En 1960 Craig *et al* (38) evaluaron, por medio de un torquímetro, limas de acero inoxidable y acero al carbón a las que aplicaron momentos de torsión y flexión que posteriormente compararon con cálculos realizados previamente sobre estos comportamientos; no encontraron diferencias significativas. En este estudio no se evaluó ningún tipo de conicidad.

En la presente revisión se quería determinar la correlación entre los resultados de los estudios experimentales y los resultados de los estudios que emplean simulaciones, para observar qué tan reales son estos últimos (38); tomamos como referencia el artículo de Lee *et al* de 2011, en el cual correlacionaron los resultados de los análisis con elementos finitos y los experimentales (36). (Ver tabla 1).

**Tabla 1.** Equivalencia entre la fatiga cíclica y la acumulación de esfuerzos de Von Mises.

Cyclic fatigue test				FEA		
Canal curvature	Instruments	No. of rotations (mean ± SD)	Fracture length* (mm; mean ± SD)	Stress near fracture location (MPa)	Maximum stress (MPa)	Location of maximum stress* (mm)
25	ProTaper®	1,433 +/- 437	5.77 +/- 1.14	1106	1221	4,65
	HeroShaper®	1,451 +/- 266	3.28 +/- 0.45	891	887	3,54
	ProFile®	4,681 +/- 1,826	3.38 +/- 0.21	899	928	3,15
	Mtwo®	5,228 +/- 1,624	3.58 +/- 0.78	778	872	4,20
35	ProTaper®	418 +/- 89	4.54 +/- 0.97	1560	1588	3,46
	HeroShaper®	527 +/- 108	4.64 +/- 0.63	1141	1195	4,22
	ProFile®	969 +/- 189	4.12 +/- 0.30	1321	1331	3,17
	Mtwo®	1,294 +/- 403	4.54 +/- 0.63	1073	1273	4,20
45	ProTaper®	301 +/- 78	5.72 +/- 0.80	1663	1906	3,45
	HeroShaper®	419 +/- 89	5.12 +/- 0.52	1399	1531	4,09
	ProFile®	647 +/- 82	5.29 +/- 0.23	1470	1634	5,2
	Mtwo®	865 +/- 172	5.29 +/- 0.31	1640	1640	5,58

Fuente: Min-Ho Lee et al (36).

Lee *et al* (36), para evaluar los resultados del análisis teórico, utilizaron los esfuerzos de Von Mises definidos, como una acumulación de fuerzas que se presentan dentro del material en todas las direcciones; este resultado se correlacionó con los análisis experimentales por medio de la evaluación del número de ciclos a la fractura. Eso quiere decir que a menor número de esfuerzos de Von Mises dentro del material, éste resiste más al número de ciclos a la fractura y viceversa; es decir, a mayor número de ciclos a la fractura menor valor de los esfuerzos de Von Mises.

Teniendo en cuenta lo anterior, evaluamos los artículos seleccionados y comparamos los artículos con resultados experimentales, los que utilizaron modelos matemáticos y análisis de FEM. Los siguientes son los resultados de esta correlación:

- **Mtwo®**: presenta bajos esfuerzos de Von Mises y alto número de rotaciones a la fractura, esto se debe a que tiene una menor acumulación de esfuerzos; es un instrumento con buena resistencia a la fatiga cíclica; presenta una buena flexibilidad pero una menor resistencia a la fractura por torsión. La lima 10/0.04 mostró altos esfuerzos de Von Mises a la flexión, presentando falla del instrumento rápidamente y la lima 25/0.06 presentó altos esfuerzos a la torsión (15,33,35,36,39–41,44).
- **ProTaper®**: presenta altos esfuerzos de Von Mises y bajo número de rotaciones a la fractura; menor resistencia a la fractura cíclica. En condiciones extremas evidencia altos esfuerzos de Von Mises y esfuerzos altos en flexión, que aumentan en proporción con el calibre de la lima. De éste sistema, la lima S1 mostró los mayores esfuerzos de Von Mises generando una alta susceptibilidad a la fractura cíclica (6,15,20,31,35,36,42–45).
- **ProTaper Universal®**: presenta datos muy similares al sistema ProTaper®, pero con una mejor distribución de fuerzas; mejor respuesta al estrés torsional y menor rigidez que ProTaper®. (6,42,43).
- **ProFile®**: presenta bajos esfuerzos de Von Mises y alto número de rotaciones a la fractura; es flexible, aunque menos que Mtwo®; presenta bajos esfuerzos de flexión y por lo tanto, menor rigidez (6,11,15,31,35,36,39,42,43).
- **Hero®**: presenta altos esfuerzos de Von Mises y bajo número de ciclos a la fractura; con datos ligeramente menores que el sistema ProTaper® (15,20,35,36,39).
- **Quantec®**: presenta acumulaciones de esfuerzos de Von Mises muy altas y bajo número de ciclos a la fractura; su núcleo interno es menor con relación al resto de limas evaluadas. (11,35,40).

## Discusión

En los estudios teóricos, es decir, basados en análisis sobre modelos matemáticos, las simulaciones permiten evaluar diferentes variables de manera aislada sin ningún tipo de factor que las afecte (31); por ejemplo, el límite elástico, que define, exactamente, la carga límite entre la deformación elástica y la transición para llegar a una deformación plástica (8,13,38).

También se resalta la reducción significativa de los costos en investigación (21), no requieren ningún tipo de muestra que pueda generar problemas de tipo ético (21), y se pueden poner a prueba modelos conceptuales, que posteriormente puedan ser evaluados de manera experimental (13,38).

### Falla del instrumental y su correlación con el diseño geométrico

La fatiga cíclica es un proceso de falla asociado a un movimiento repetitivo donde, constantemente, se presentan zonas de tensión y zonas de compresión generadoras de defectos en el material (45–47). Por lo general en las condiciones de trabajo especificadas por la casa comercial ningún instrumento rotatorio alcanza la fractura; pero incluso en condiciones extremas, las limas no

llegan al fracaso (31,49). Esto sugiere que pueden tener cierta resistencia temporal a la fractura en caso de presentarse un error en el procedimiento (39,49–51).

Algunos estudios sugieren que el diseño influye fuertemente en el comportamiento mecánico, pues afecta la distribución de tensiones y la concentración de esfuerzos (39,42,52). Se menciona que hay una fuerte relación entre el comportamiento torsional y flexural de un instrumento con la configuración de la sección transversal (53); es decir, a mayor masa en el núcleo central, mayor rigidez presentará el instrumento. Esto genera la necesidad de crear nuevos diseños (51).

En análisis experimentales se encontró que el mayor porcentaje de fracturas del instrumental son de tipo torsional, con un 55.7% frente a un 44.3% asociada a fractura por flexión (54). La primera está asociada a la exposición del instrumental a fuerzas apicales que pueden generar atrapamiento de la lima. La segunda es dependiente de la anatomía propia del conducto a preparar (7,10,38,48). Al analizar los factores asociados a las fracturas del instrumental rotatorio, los estudios relacionan la velocidad de rotación y el ángulo de curvatura del canal (56–59).

El aumento del taper o conicidad genera mayor rigidez en la lima; grandes conicidades podrían dar mayor resistencia a la ruptura por torsión, pero esta característica también puede llevar a un mayor riesgo de enderezamiento o perforación del conducto radicular (13). El aumento del taper también puede ocasionar tensiones flexurales más altas y a la vez una menor resistencia a la fractura por fatiga flexural (60). Una lima con mayor conicidad es recomendable cuando se necesita una mayor rigidez y mejor eficacia de corte; por ejemplo, en la ampliación del tercio coronal al inicio de la preparación o para abordar conductos calcificados pero relativamente rectos (13,43).

Una lima con pequeña conicidad es ideal para conductos con curvaturas pronunciadas, en los cuales se requiere de mayor flexibilidad. La mayor desventaja de las limas de poco taper es su dificultad para realizar la conformación final cónica que debe proporcionar la preparación biomecánica del conducto radicular (7,10,46).

Rui He *et al*, demostraron que el aumento del ángulo de corte es inversamente proporcional a la rigidez flexural y torsional; este es un buen parámetro de selección clínica ya que existen diferencias al abordar conductos muy curvos o canales calcificados (13). También se sugiere que el ángulo de corte influye en la fuerza mecánica de la lima, de una manera diferente que otros parámetros geométricos (42).

Uno de los factores más influyentes y que determina, en gran parte, la rigidez de una lima es la distancia entre las estrías (pitch); la resistencia disminuye al aumentar la longitud de estas (61,62). Rui He *et al*, encontraron que altas tensiones y las deformaciones plásticas se concentran a 3mm de la punta sin importar la distancia entre las estrías, esto sugiere mayor probabilidad del daño de la lima en la zona apical (13).

De acuerdo al desempeño y el análisis de los diferentes sistemas de limas analizados podemos afirmar:

- **Mtwo®** es un diseño que presenta buen desempeño al ser sometido a fuerzas de flexión, pues su diseño tiene un núcleo interno menor, en comparación a otros diseños y tiene un mayor distanciamiento entre sus estrías; es una muy buena opción para manejo de

conductos curvos moderados o severos. Se recomienda un solo uso para la lima 10/0.04 ya que presentó una falla mecánica más rápida que el resto del sistema.

- **ProTaper®**, por su geometría y el mayor diámetro de su núcleo interno (el mayor de las limas analizadas), tiene una mejor resistencia a la fractura torsional, aunque esto genera mayor rigidez y por lo tanto no es recomendable trabajarlo en conductos con curvaturas acentuadas a nivel apical. Es importante tener en cuenta que para la lima S1 se recomienda un solo uso, pues se podría fracturar con mayor facilidad; es de aclarar que este tipo de fractura ocurre por un inadecuado uso de la lima, este instrumento está diseñado para que trabaje en el tercio medio, por esto, si la punta se atrapa la posibilidad de fractura es muy alta.
- **ProTaper Universal®** en términos generales presenta una menor rigidez (muy leve) que ProTaper®; sin embargo, los criterios para el manejo clínico son muy similares.
- **ProFile®** es una lima que por su diseño y la presencia de un menor núcleo interno presenta un buen rango de flexibilidad, pero no tan bueno como el de Mtwo®; a pesar de esto es un sistema que está recomendado para el manejo de curvaturas moderadas y puede manejarse a nivel apical.
- **Hero®** maneja un diseño transversal y un núcleo interno de diámetro considerable; es una lima con gran rigidez y resistencia a la fractura (con valores ligeramente menores que el sistema ProTaper®), por lo tanto no es recomendable manejarla en zonas apicales.
- **Quantec®** es una lima que presenta un núcleo interno menor en comparación a las otras limas analizadas, es muy flexible pero su diseño genera peligrosas acumulaciones de esfuerzos que la llevan rápidamente a la fractura.

### Situación en Colombia

Las casas comerciales recomiendan un único uso, especialmente, si la lima es de menor calibre y más si fue utilizada en una morfología compleja (63), para así evitar cualquier tipo de accidentes asociados a la falla del instrumental. Es muy importante tener en cuenta que en Norte América y Europa los costos promedio de los tratamientos endodónticos son mucho mayores que en Colombia, por lo tanto esto es un factor determinante en la vida media dada al instrumental.

De las limas rotatorias analizadas las que mayor uso clínico presentan son las ProTaper®, Mtwo® y ProFile® respectivamente; para el caso específico de las Quantec® y las Hero® son limas que se encuentran descontinuadas.

## Conclusiones y recomendaciones

Según la correlación de los hallazgos de los estudios seleccionados, los resultados obtenidos a través del Método de Elementos Finitos concuerdan con los encontrados experimentalmente.

La lima con mayor tendencia a la fractura, por su alta acumulación de esfuerzos, es el sistema Quantec®, mientras que el sistema Mtwo® presenta mejor respuesta a momentos flexurales gracias al distanciamiento entre sus estrías y la menor masa de su núcleo interno.

El sistema ProTaper® presenta mejor resistencia torsional gracias al tamaño de su núcleo interno.

La geometría transversal y el pitch de la lima están directamente relacionados con el desempeño mecánico de ésta.

Factores como el correcto uso por parte del operador y la morfología del conducto que se está tratando, son determinantes en el correcto desempeño de las limas rotatorias.

En dientes que presentan conductos curvos, se recomienda utilizar sistemas rotatorios tipo Mtwo®, que presentaron una menor rigidez.

Utilizar el correcto torque y la velocidad recomendada para cada uno de los sistemas según las especificaciones del fabricante.

Analizar para el caso específico a tratar, el diseño más conveniente según las indicaciones de los diferentes sistemas rotatorios.

## Referencias bibliográficas

1. **Cheung S.** Instrument fracture: Mechanisms, removal of fragments and clinical outcomes. *Endodontic Topics* 2009; 16:1–26.
2. **Robertson SW, Pelton AR, Ritchie RO.** Mechanical fatigue and fracture of Nitinol. *International Materials Reviews* 2012; 57(1): 1–37.
3. **Walia H, Brantley W, Gerstein H.** An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of endodontics* 1988; 14(7): 346–51.
4. **Designation: F2516–07.** Standard Test Method for Tension Testing of Nickel–Titanium Superelastic Materials. 2012.
5. **Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, et al.** Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of Nickel–Titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006; 39(2): 119–26.
6. **Kim HC, Cheung GS, Lee CJ, et al.** Comparison of Forces Generated During Root Canal Shaping and Residual Stresses of Three Nickel–Titanium Rotary Files by Using a Three–Dimensional Finite–element Analysis. *J Endod.* 2008; 34(6): 743–7.

7. **Baumann MA.** Nickel–Titanium: Options and challenges. *Dent Clin N Am* 2004; 48: 55–67.
8. **Petrini L, Necchi S, Taschieri S, et al.** Numerical Study on the Influence of Material Characteristics on Ni–Ti Endodontic Instrument Performance. *JMEPEG* 2009 18: 631–637.
9. **Turpin L, Chagneau F, Bartier O, et al.** Impact of Torsional and Bending Inertia on Root Canal Instruments. *J Endod* 2001; 27(5): 333–6.
10. **Thomson S.** An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000; 33(4): 297–310.
11. **Low D, Ho W, Cheung GS, et al.** Mathematical Modeling of Flexural Behavior of Rotary Nickel–Titanium Endodontic Instruments. *J Endod* 2006; 32(6): 545–8.
12. **Clauder T, Baumann MA.** ProTaper NT system. *Dent Clin N Am* 2004; 48(1): 87–111.
13. **He R, Ni J.** Design Improvement and Failure Reduction of Endodontic Files through Finite Element Analysis: Application to V–Taper File Designs. *J Endod* 2010; 36(9): 1552–7.
14. **Reza B, Stenman E, Spfmgberg LS.** Machining efficiency and wear resistance of nickel–titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1996 ; 81(5): 596–602.
15. **Chevalier V, Arbab–Chirani R, Arbab–Chirani S, et al.** Comparative analysis of torsional and bending behavior through finiteelement models of five Nickel–Titanium endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011; 111(1): 115–21
16. **Craig RG, McIlwain ED, Peyton FA.** Bending and torsion properties of endodontic instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1968; 25(2): 239–254.
17. **Hu T, Cheng R, Shao M, et al.** Application of finite element analysis in root canal therapy. *Finite Element Analysis.* China; 2010: 99–119
18. **Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH.** Finite Element Analysis and Strain–gauge Studies of Vertical Root Fracture. *J Endod* 2003; 29(8): 529–34.
19. **Gutmann JL, Gao Y.** Alteration in the inherent metallic and surface properties of Nickel–Titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J* 2012; 45(2): 113–28.
20. **Zhang EW, Cheung GS, Zheng YF.** A mathematical model for describing the mechanical behaviour of root canal instruments. *Int Endod J* 2011; 44(1): 72–6.

21. [Srirekha A, Bashetty K](#). Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2010; 21(3): 425–32.
22. [Hutton DV](#). *Fundamentals of Finite Element Analysis*. Washington: The McGraw–Hill Companies; 2004.
23. [DeVocht JW, Goel VK, Zeitler DL, et al](#). A study of the control of Disc Movement Within the Temporomandibular Joint Using the Finite Element Technique. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54(12): 1431–7.
24. [Zhou LY, Shen QP, Han DW](#). Stress analysis of mandibular second premolar restored with fiber post–core with different shapes and diameters. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2009; 18(3): 324–8.
25. [Cobo J, Sicilia A, Arguelles J, et al](#). Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degree of bone loss by an orthodontic force Three–dimensional analysis by means of the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993; 104(5): 448–54.
26. [Coelho PG, Calamia C, Harsono M, et al](#). Laboratory and FEA evaluation of dentin–to–composite bonding as a function adhesive layer thickness. *Dent Mater* 2008; 24: 1297–303.
27. [Rees JS](#). The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: A finite element study. *Eur J Oral Sci* 1998; 106(6): 1028–32.
28. [Cheng R, Xue–Dong Z, Liu Z, et al](#). Development of a Finite Element Analysis Model With Curved Canal and Stress Analysis. *J Endod* 2007; 33(6): 727–731.
29. [Barrera JL, Garzón DA](#). Does the Geometric Location of Odontoblast Differentiation and Dentinal Tubules Depend on a Reaction–Diffusion System between BMP2 and Noggin? A Mathematical Model. *J Endod* 2012; 38(12): 1635–1638.
30. [Barrera JL, Gutiérrez ML, Garzón DA](#). A theoretical model of dentinogenesis: Dentin and dentinal tubule formation. *Elsevier Ireland* 2013; 112(1): 219–227.
31. [Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, et al](#). Comparative Analysis of Torsional and Bending Stresses in Two Mathematical Models of Nickel– Titanium Rotary Instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod* 2003; 29(1): 15–9.
32. [Montalvao D, Francisca S](#). Numeric Comparison of the Static Mechanical Behavior between ProFile GT and ProFile GT Series X Rotary Nickel–Titanium Files. *J Endod* 2011; 37(8): 1158–61.
33. [Barrera JL, Aguilera MC, Cortes CJ](#). Theoretical Evaluation of Nickel–Titanium Mtwo® Series Rotary Files. *Acta Odontol Latinoam* 2013; 26(2):90–6.

34. Rubio L, Niño-Barrera JL. Geometría de Instrumental Rotatorio Níquel-Titanio: manejo y limitaciones clínicas. [Trabajo de grado para optar al título de odontóloga]. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia; 2011.
35. Xu X, Zheng Y. Comparative Study of Torsional and Bending Properties for Six Models of Nickel-Titanium Root Canal Instruments with Different Cross-Sections. *J Endod* 2006; 32(4): 372-5.
36. Lee M, Versluis A, Kim B, et al. Correlation between Experimental Cyclic Fatigue Resistance and Numerical Stress Analysis for Nickel-Titanium Rotary Files. *J Endod* 2011; 37: 1152-1157.
37. Chevalier V, Arbab-Chirani R, Arbab-Chirani S et al. An improved model of 3-dimensional finite element analysis of mechanical behavior of endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 109(3): 111-21.
38. Craig RG, Mc Ilwain ED, Peyton FA. Comparison of Theoretical and Experimental Bending and Torsional Moments of Endodontic Files and Reamers. *J Dent Res* 1967; 46: 1058-1063.
39. Kim HC, Kim HJ, Lee CJ, et al. Mechanical response of Nickel-Titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int Endod J* 2009; 42(7): 593-602.
40. Zhang E, Gary SP, Cheung, et al. Influence of Cross-sectional Design and Dimension on Mechanical Behavior of Nickel-Titanium Instruments under Torsion and Bending: A Numerical Analysis. *J Endod* 2010; 36(8): 1394-8.
41. Hussne RP, Braga LC, Berbert FL, et al. Flexibility and torsional resistance of three nickel-titanium retreatment instrument Systems. *Int Endod J* 2011; 44(8): 731-8.
42. Kim TO, Cheung GS, Lee JM, et al. Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. *Int Endod J*. 2009; 42(1): 14-21.
43. Park S, Cheung GS, Yum J, et al. Dynamic Torsional Resistance of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod* 2010; 36(7): 1200-4.
44. Barrera JL, Rodríguez CJ. Análisis comparativo del comportamiento biomecánico de dos limas rotatorias de Níquel-Titanio. [Tesis presentada como requisito parcial para optar al título de Magister en Ingeniería Biomédica]. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia; 2013.
45. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of Cyclic Fatigue on Static Fracture Loads in ProTaper Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod* 2005; 31(3): 183-6.

46. **Cheung GS, Zhang EW, Zheng YF.** A numerical method for predicting the bending fatigue life of NiTi and stainless steel root canal instruments. *Int Endod J* 2011; 44(4): 357–61.
47. **Bahia MG, Buono VT.** Fatigue Behavior of Nickel–Titanium Superelastic Wires And Endodontic Instruments. *JOE* 2012; 38(11).
48. **Gambarini G.** Cyclic Fatigue of Nickel–Titanium Rotary Instruments after Clinical Use with Low– and High–Torque Endodontic Motors. *J Endod* 2001; 27(12): 772–4.
49. **Plotino G, Grande NM, Sorci E, et al.** A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni–Ti rotary instruments. *Int Endod J.* 2006; 39(9): 716–23.
50. **Gambarini G.** Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J* 2001; 34(5): 386–9.
51. **McGuigan MB, Louca C, Duncan HF.** Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *Br Dent J* 2013; 214(7): 341–8.
52. **Kuhn G, Jordan L.** Fatigue and Mechanical Properties of Nickel–Titanium Endodontic Instruments, *J Endod.* 2002; 28(10): 716–20.
53. **Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM.** Impact of Two Theoretical Cross–Sections on Torsional and Bending Stresses of Nickel–Titanium Root Canal Instrument Models. *J Endod* 2000; 26(7): 414–7.
54. **Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, et al.** Defects in rotary Nickel–Titanium files after clinical use. *J endod* 2000; 26(3): 161–5.
55. **Yang G, Yuan G, Yun X, et al.** Effects of Two Nickel–Titanium Instrument Systems, Mtwo versus ProTaper Universal, on Root Canal Geometry Assessed by Micro–Computed Tomography. *J Endod* 2011; 37(10): 1412–6.
56. **Martín B, Zelada G, Varela P, et al.** Factors influencing the fracture of Nickel–Titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003; 36(4): 262–6.
57. **Bahia MG, Melo MC, Buono VT.** Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006; 101(5): 675–80.
58. **Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL.** Cyclic Fatigue Testing of Nickel–Titanium Endodontic Instruments. *J Endod* 1997; 23(2): 77–85.
59. **Gao Y, Cheung GS, Shen Y, et al.** Mechanical Behavior of ProTaper Universal F2 Finishing File under Various Curvature Conditions: A Finite Element Analysis Study. *J Endod* 2011; 37(10): 1446–50.

60. Liao FY, Huang SM, Lin CP, *et al.* Finite Element Analysis of Nickel–Titanium Rotary Instrumentation in Endodontic Root Canal Preparation. *Journal of Biomechanics* 2007; 40(2): 460.
61. Versluis A, Kim HC, Lee W, *et al.* Flexural stiffness and stresses in Nickel–Titanium rotary files for various pitch and cross-sectional geometries. *J Endod* 2012; 38(10): 1399–403.
62. Baek SH, Lee CJ, Versluis A, *et al.* Comparison of Torsional Stiffness of Nickel–Titanium Rotary Files with Different Geometric Characteristics. *J Endod* 2011; 37(9): 1283–6.
63. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors Influencing Defects of Rotary Nickel–Titanium Endodontic Instruments After Clinical Use. *J Endod* 2000; 30(10): 722–5.