

# Evaluación de la resistencia teórica a la flexión de tres instrumentos utilizados en endodoncia mediante análisis de elementos finitos

*Theoretical Evaluation through Finite Element Analysis of Flexural Strength of three Instruments used in Endodontics*

## Sandra Milena Prieto Cárdenas

Odontóloga, especialista en Endodoncia, docente ocasional, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia.

## Carlos Julio Cortés Rodríguez

Ingeniero mecánico, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia. Magister en Ciencias Económicas con énfasis en Industria y Tecnología, magister en Materiales y Procesos. PhD en Ingeniería, Universidad de Kassel en Alemania. Profesor asociado, Universidad Nacional de Colombia.

## Luis Fernando Gamboa Martínez

Odontólogo, magister en Epidemiología Clínica, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia. Especialista en Endodoncia, docente, Universidad El Bosque, Bogotá, Colombia.

## Javier Laureano Niño Barrera

Odontólogo, Especialista en Endodoncia, magister en Ingeniería Biomédica, profesor asociado, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia. Profesor asistente, Universidad el Bosque, Bogotá, Colombia.

## CÓMO CITAR ESTE ARTÍCULO

Prieto SM, Cortés CJ, Gamboa LF, Niño JL. Evaluación de la resistencia teórica a la flexión de tres instrumentos utilizados en endodoncia: análisis por elementos finitos. Univ Odontol. 2015 Jul-Dic; 34(73): 23-28. <http://dx.doi.org/10.11144/Javeriana.uo34-73.ertf>

doi:10.11144/Javeriana.uo34-73.ertf

Recibido para publicación: 24/06/2015  
Aceptado para publicación: 17/12/2015  
Disponible en: <http://www.javeriana.edu.co/universitasodontologica>

## RESUMEN

**Antecedentes:** Los factores asociados a la fractura de un instrumento no se han examinado individualmente. Dicho análisis es posible mediante el método de los elementos finitos. **Objetivo:** Evaluar teóricamente el comportamiento a la flexión de tres diseños de instrumentos utilizados para la preparación biomecánica de los conductos radiculares mediante un análisis de elementos finitos. **Métodos:** Por medio de ingeniería inversa se generaron los planos de las limas ProTaper Universal F2®, Mtwo 25/06® y WaveOne Primary® y con los planos posteriormente se construyeron los modelos matemáticos. Se realizó un análisis de elementos finitos que utilizó como material una aleación de níquel-titanio, con propiedades mecánicas certificadas por la base de datos MATWEB®. Se colocaron restricciones en todos los grados de libertad en el mango de cada uno de los modelos y se aplicó una carga de 1 newton en la punta de cada instrumento. **Resultados:** Los esfuerzos de Von Mises resultantes fueron: Mtwo 25/06®: 673,363 MPa con una deformación del 18 %; ProTaper Universal F2®: 341,322 MPa con una deformación de 7,6 %; WaveOne Primary®: 227,593 MPa y una deformación de 5 %. **Conclusión:** Ninguna lima superó el límite de falla por fractura (960 MPa); sin embargo, el modelo de la lima Mtwo 25/06® presentó los valores de esfuerzo y deformación más altos, lo cual indica una buena flexibilidad, que le permite ser usada en conductos con curvas pronunciadas. No obstante, debido a la deformación resultante, se recomienda usar solamente una vez para prevenir su fractura.

## PALABRAS CLAVE

Aleación de níquel titanio; fatiga por flexión; resistencia a la fatiga cíclica

## ÁREAS TEMÁTICAS

Endodoncia; análisis de elementos finitos

## ABSTRACT

**Background:** Factors associated with fracture of an instrument have not been examined individually. This analysis is possible through the finite element method. **Objective:** To evaluate theoretically, through finite element analysis, the flexural behavior of three designs of instruments used for root canal biomechanical preparation. **Methods:** Reverse engineering was used to generate drawings of ProTaper Universal files F2®, Mtwo 25/06®, and WaveOne Primary® and mathematical models were built with these same planes. Finite element analysis was performed using a nickel titanium alloy with mechanical properties certified by MATWEB® database. Restrictions were placed on the handle of each of the models in all degrees of freedom and a 1 newton load was applied at the tip of each tool. **Results:** The resulting Von Mises efforts were Mtwo 25/06®: 673.363 MPa with a strain of 18 %; ProTaper Universal F2®: 341.322 MPa with a strain of 7.6 %; WaveOne Primary®: 227.593 MPa and a strain of 5 %. **Conclusion:** None of the files exceeded the limit of failure by fracture (960 MPa); however, the Mtwo 25/06® model showed stress values and higher deformation, which indicates good flexibility that allows it to be used in ducts with sharp edges. Nevertheless, due to the resulting deformation we recommend using a file once in order to prevent fracture.

## KEYWORDS

Cyclic fatigue resistance; flexural fatigue; nickel titanium alloy

## THEMATIC FIELDS

Endodontics; finite element analysis

## INTRODUCCIÓN

En endodoncia se han utilizado diferentes aleaciones metálicas para fabricar instrumentos que proporcionen una buena preparación biomecánica y respeten la anatomía del conducto radicular. En los últimos 30 años se ha vuelto popular el uso de la aleación de níquel-titanio para fabricar instrumental rotatorio, que ha sustituido gradualmente las limas de acero inoxidable, debido a su alta flexibilidad y propiedades como memoria de forma (1,2).

Aunque estas propiedades permiten lograr una adecuada preparación biomecánica de conductos curvos, la aleación de níquel-titanio presenta una mayor tasa de fractura que los instrumentos fabricados con acero inoxidable. Se ha reportado la prevalencia de fractura de instrumentos entre 5 % y 20 % (3-7). Esta complicación influye en el resultado del tratamiento de conductos y disminuye el pronóstico entre 6 y 20 % (8-11).

La fractura de limas endodónticas puede ocurrir de dos formas: por torsión o por flexión. La primera se produce por el atrapamiento de un segmento del instrumento rotatorio dentro del conducto radicular. Este, al continuar girando, sobrepasa su límite elástico e inicia la deformación plástica que lleva posteriormente a la fractura del instrumento. Este tipo de fractura puede prevenirse realizando procedimientos como el preensanchamiento o *glide path* para el que se utilizan instrumentos como las limas PathFile® o ProGlider®. Por otra parte, la fractura por flexión se produce cuando el instrumento gira libremente en una curvatura y genera en la lima ciclos de tensión/compresión. Estos esfuerzos acumulados en el punto de máxima flexión llevan al instrumento a la fractura. A diferencia de la fractura torsional, este tipo de fractura depende de la morfología del conducto radicular: se produce en mayor proporción en conductos con curvaturas severas. La desventaja de una lima de níquel-titanio es que se puede fracturar sin previo aviso, es decir, sin mostrar durante el procedimiento clínico señales visibles de deformación plástica, lo que hace este accidente muy difícil prevenir (12-21).

En la actualidad, los instrumentos reciprocantes como el WaveOne® y el Reciproc®, debido a su movimiento, pueden prevenir la fractura por torsión. Aun así, estos instrumentos, al igual que los instrumentos de rotación total, continúan siendo susceptibles a la fractura por flexión. Existen diversos factores que influyen en la fractura de instrumentos: el material de fabricación, la habilidad del operador, el número de usos y la confi-

guración geométrica del instrumento. Este último es un determinante fundamental, debido al efecto que tiene en el comportamiento mecánico de la lima como herramienta de corte. Por desgracia, no es posible aislar de forma experimental la importancia específica del diseño geométrico, ya que hoy en día hay limas endodónticas con nuevos diseños y nuevos materiales donde es difícil distinguir cuál es el factor que más incide en la prevención de la fractura del instrumento (3,11,22,23).

Para evaluar la influencia de los factores mencionados, se pueden utilizar dos métodos: el primero toma las limas de forma experimental y les aplica cargas, lo cual puede ser costoso y, como ya se mencionó, no permite observar por separado las variables que influyen en la fractura. El segundo método emplea análisis de elementos finitos (AEF), el cual es una alternativa computacional no experimental ampliamente utilizada para evaluar el comportamiento mecánico de las limas rotatorias de níquel-titanio. El AEF permite, además de una fácil observación de las fuerzas que actúan sobre el instrumento, crear diseños y evaluar limas hipotéticas con diversos materiales, instrumentos virtuales que podrían llegar a ser fabricados, pero que en la actualidad no existen. El AEF permite suponer desde la lógica cómo se podría comportar mecánicamente un nuevo diseño de lima y proceder a su fabricación real y a la realización de pruebas experimentales, con el fin de buscar luego su aplicación clínica (21,24-27).

En la actualidad no es claro en la literatura sobre el tema si la flexibilidad de los instrumentos reciprocantes y rotatorios se debe a su diseño o al material del cual son fabricados. Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue evaluar de forma teórica el comportamiento a la flexión de tres instrumentos con diferente diseño geométrico utilizados para realizar la preparación biomecánica en endodoncia, mediante un AEF.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se seleccionaron tres instrumentos para preparación biomecánica en endodoncia con diferentes diseños geométricos de corte transversal, pero con igual diámetro en la punta. Dos fueron rotatorios: ProTaper Universal F2® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) y Mtwo 25/06® (VDW, Munich, Alemania). El otro instrumento fue reciprocante: WaveOne Primary® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza).

### Modelos de los instrumentos

Por medio de ingeniería inversa se utilizó un proyector de perfiles para tomar las medidas de cada sector de

la lima, con el fin de generar los planos de cada uno de los instrumentos. Con base en estos planos se desarrollaron modelos matemáticos por medio del programa Autodesk Inventor®. Para el análisis de elementos finitos se empleó el programa Autodesk Simulation Multiphysics®. Se efectuó el enmallado de los modelos con un rango similar de elementos que permitiera un tiempo computacional aceptable (tabla 1).

TABLA 1  
NÚMERO DE ELEMENTOS POR INSTRUMENTO

| Instrumento            | Elementos |
|------------------------|-----------|
| ProTaper Universal F2® | 2940      |
| Mtwo® 25/06®           | 3350      |
| WaveOne Primary®       | 3197      |

Posteriormente, se programó como único material para los tres instrumentos una aleación de níquel-titanio, cuyas propiedades mecánicas están certificadas por la base de datos MatWeb® (tabla 2).

TABLA 2  
PROPIEDADES DE LA ALEACIÓN DE NÍQUEL-TITANIO  
REPORTADAS EN MATWEB®

| Propiedades mecánicas                 | Valor |
|---------------------------------------|-------|
| Resistencia tensil, máxima (MPa)      | 960   |
| Resistencia tensil, rendimiento (MPa) | 100   |
| Alargamiento en fractura (%)          | 15,50 |
| Módulo de elasticidad (GPa)           | 28    |
| Razón de Poisson                      | 0,30  |

### Condiciones de la simulación (condiciones de frontera)

El comportamiento de los tres instrumentos fue analizado numéricamente bajo las siguientes condiciones simuladas en el AEF: a efectos de simular la flexión, se aplicó para cada modelo una restricción en cantiléver, según se lo han reportado Kim y colaboradores (21,24,25). Se colocaron restricciones en todos los grados de libertad del instrumento en el mango, así su eje queda sostenido firmemente en su lugar. Después, se aplicó una carga concentrada de 1 N en la punta de cada instrumento, solo en un nodo, para evitar la acumulación de cargas (figura 1). Finalmente, se resolvieron los esfuerzos de Von Mises resultantes para cada modelo (28).

### RESULTADOS

Ante una carga concentrada de 1 N, ninguno de los modelos de las limas utilizados alcanzó su límite de falla por fractura. El modelo de la lima Mtwo 25/06® tuvo un mayor valor en los esfuerzos de Von Mises,

FIGURA 1  
RESTRICCIÓN EN CANTILÉVER EN LA BASE Y CARGA  
APLICADA EN LA PUNTA DE LA LIMA



seguido por el modelo de ProTaper Universal F2® y el modelo de WaveOne Primary®.

La punta fue el área donde el modelo de la lima Mtwo 25/06® presentó los mayores esfuerzos de Von Mises. Específicamente, se presentaron zonas en las estrías donde se registraron los valores de esfuerzos más altos, sin que se alcanzaran valores de falla por fractura. También se presentaron altos valores de esfuerzos de Von Mises en sectores del tercio medio del instrumento. Al comparar el comportamiento de los instrumentos ante la carga, se observa gráficamente la mayor flexibilidad en el instrumento Mtwo®, seguida por la del instrumento ProTaper®.

Teniendo en cuenta el límite de falla por deformación programado en el modelo (15,5 %), solo el de la lima Mtwo 25/06® superó el límite de deformación. Los modelos de las limas ProTaper F2® y WaveOne Primary® no superaron el límite de falla por deformación (tabla 3 y figura 2).

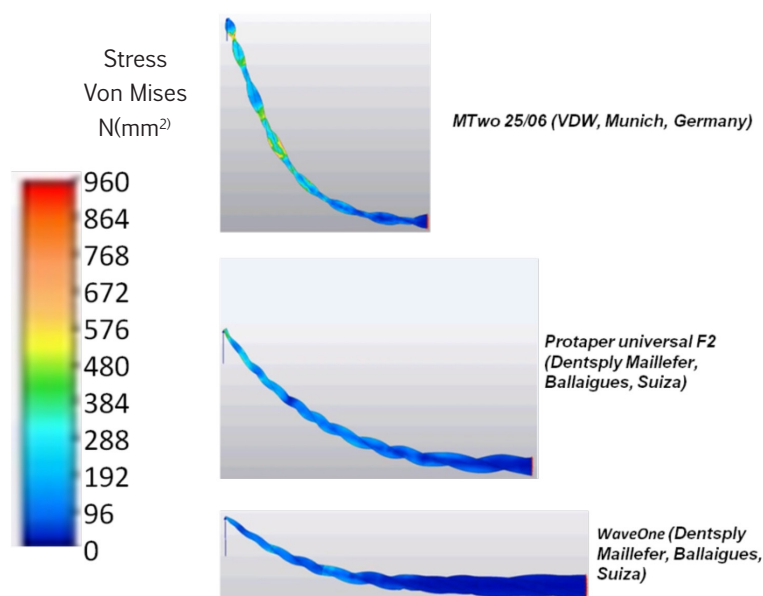
TABLA 3  
RESULTADOS DE FLEXIÓN

| Instrumento            | Esfuerzo (MPa) | Deformación (%) |
|------------------------|----------------|-----------------|
| Mtwo® 25/06®           | 673,363        | 18,0            |
| ProTaper Universal F2® | 341,322        | 7,6             |
| WaveOne Primary®       | 227.593        | 5,0             |

### DISCUSIÓN

Desde la introducción en 1988 del níquel-titanio en endodoncia, se han desarrollado distintos diseños de instrumentos que buscan mejorar las características

FIGURA 2  
VALORES DE VON MISES PARA LOS TRES INSTRUMENTOS



del acero inoxidable. Propiedades como la memoria de forma y la superelasticidad han hecho que el níquel-titanio sea bastante útil en la conformación de conductos curvos. Sin embargo, aún persiste el riesgo de fractura de los instrumentos dentro del conducto radicular. Como un intento de solucionar esta complicación, las casas comerciales han sometido la aleación de níquel-titanio convencional a tratamientos térmicos, modificando su proceso de fabricación. Aun así, el riesgo de fractura está presente (2).

El presente estudio consideró el comportamiento mecánico a la flexión de tres instrumentos utilizados para realizar preparación biomecánica en endodoncia, que tenían igual diámetro de punta y diferente configuración geométrica. Con la idea de evaluar solo el diseño geométrico de cada instrumento, se programó en un análisis por medio del método de elementos finitos la aleación de níquel-titanio convencional como único material, a sabiendas de que WaveOne® se fabrica con una aleación de níquel-titanio tratada térmicamente llamada M-wire®. Así se consiguió analizar la flexibilidad relacionada únicamente con el diseño geométrico de los instrumentos y no con la aleación con la cual fueron fabricados.

Desde el punto de vista mecánico, la cantidad de flexión en cantiléver a la cual es sometida cada lima es una medida de la rigidez del instrumento que, a su vez, es producto del módulo elástico de la aleación. Al utilizar un único material para los tres instrumentos, la diferencia en la rigidez va a ser el resultado de la configuración

geométrica del instrumento y no del material (29).

El Mtwo 25/06® presentó los valores de esfuerzo de Von Mises más altos. Esto sugiere que este instrumento seguiría conductos curvos más fácilmente que los otros con los que fue comparado, debido a su flexibilidad. Sin embargo, teniendo en cuenta que este instrumento fue el único que superó el límite de deformación, se debe señalar que si esta lima se utiliza en un conducto con curvatura de moderada a severa, no se debería utilizar una segunda vez, debido a que el instrumento ha sufrido un proceso de endurecimiento por deformación que altera sus propiedades mecánicas y eleva el riesgo de fractura.

Niño-Barrera y colaboradores (28) realizaron un AEF para determinar qué lima de la serie Mtwo® teóricamente tenía una mayor probabilidad de fractura. Dentro de los resultados a la flexión que utilizaron restricción en cantiléver de 1 N en la punta, el instrumento Mtwo 25/06® presentó el valor más alto de esfuerzos de Von Mises con 421,193 MPa, que es menor que el encontrado en el presente estudio. Esto puede ser consecuencia de la programación del material. En este caso se utilizó información certificada por la base de datos MatWeb®, que incluye las propiedades mecánicas de más de diez mil materiales como la aleación de níquel-titanio. Se debe resaltar, sin embargo, que, a pesar de esa diferencia en la programación, en ninguno de los dos estudios la lima 25/06 de Mtwo® superó el límite de falla por fractura.

Fife y colaboradores (30) reportan que el diseño afec-

ta el comportamiento a la flexión, lo que influye en el diámetro y la conicidad del instrumento. Ello, a su vez, afecta la masa del instrumento, debido a que a mayor conicidad, mayor masa, mayor rigidez y, obviamente, menor flexibilidad, por lo que un instrumento se podría fracturar con más facilidad. En los resultados de este estudio, el modelo de WaveOne® presentó la mayor rigidez, debido a que por su diseño geométrico es el que mayor masa presenta cuando se compara con los otros dos instrumentos. Se debe tener en cuenta que en la realidad este instrumento está fabricado con una aleación de M-wire®, cuya elasticidad puede compensar la falta de flexibilidad de la lima.

Los resultados de esta investigación coinciden igualmente con lo reportado en otros estudios donde se señala que existe una correlación entre la rigidez del instrumento y su área de sección transversal o configuración geométrica. Por lo tanto, si el diseño geométrico del instrumento cambia, el comportamiento mecánico a la flexión también va a variar (23,31,32). Se debe aclarar que, por las condiciones de estudio, estos hallazgos deben ser corroborados con ensayos de laboratorio.

## CONCLUSIONES

Al ser analizados por medio del modelo de elementos finitos, ningún modelo de lima superó el límite de falla por fractura. Sin embargo, el modelo de la lima Mtwo 25/06® presentó los valores de esfuerzo y deformación de Von Mises más altos. Ello muestra una buena flexibilidad que le permitiría ser usada en conductos con curvas pronunciadas. No obstante, debido a la deformación resultante, se recomendaría solo utilizarlo una vez, de lo contrario existiría un alto riesgo de fractura. La conicidad y el diseño transversal de la lima WaveOne Primary® hace que este instrumento sea más rígido y menos flexible; pero el M-wire® con que este instrumento está fabricado compensa la falta de flexibilidad de la lima. Estos hallazgos deben ser corroborados con experimentos de laboratorio.

## RECOMENDACIONES

Dada la rigidez de ProTaper F2®, su uso no sería recomendable en conductos con curvaturas severas. Asimismo, en caso de curvas agudas, se debería usar solo una vez la lima Mtwo® 25/06. Se recomienda hacer estudios que validen experimentalmente los hallazgos de la presente investigación.

## AGRADECIMIENTOS

A la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Colombia, por el apoyo brindado a esta investigación.

## REFERENCIAS

1. Thompson S. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000 Jul; 33(4): 297-310. <http://dx.doi.org/10.1046/j.1365-2591.2000.00339.x>.
2. Walia H, Brantley W, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988; 14(7): 346-51.
3. Parashos P, Gordon I, Messer H. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004 Oct; 30(10): 722-5. <http://dx.doi.org/10.1097/01.DON.0000129963.42882.C9>.
4. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000 Mar; 26(3): 161-5. <http://dx.doi.org/10.1097/00004770-200003000-00008>
5. Shen Y, Cheung GS, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod.* 2006 Jan; 32(1): 61-5. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2005.10.017>
6. Arens F, Hoen M, Steiman H, Dietz GJ. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2003 Oct; 29(10): 664-6. <http://dx.doi.org/10.1097/00004770-200310000-00013>.
7. Alapati S, Brantley W, Svec T, Powers J, Nusstein J, Daehn G. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod.* 2005 Jan; 31(1): 40-3. <http://dx.doi.org/10.1097/01.DON.0000132301.87637.4A>.
8. Torabinejad M, Corr R, Handysides R, Shabahang S. Outcomes of nonsurgical retreatment and endodontic surgery: a systematic review. *J Endod.* 2009 Jul; 35(7): 930-7. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2009.04.023>.
9. Ng Y, Mann V, Gulabivala K. Outcome of secondary root canal treatment: a systematic review of the literature. *Int Endod J.* 2008 Dec; 41(12): 1026-46. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2591.2008.01484.x>.
10. Spili P, Parashos P, Messer H. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod.* 2005 Dec; 31(12): 845-50. <http://dx.doi.org/10.1097/01.don.0000164127.62864.7c>.
11. Parashos P, Messer H. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006 Nov; 32(11): 1031-43. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2006.06.008>.
12. Grande N, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino V, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J.* 2006 Oct; 39(10): 755-63. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2591.2006.01143.x>.
13. Baek S, Lee C, Versluis A, Kim B, Lee W, Kim H. Comparison of torsional stiffness of nickel-titanium rotary



- files with different geometric characteristics. *J Endod.* 2011 Sep; 37(9): 1283-6. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2011.05.032>.
14. Nino-Barrera JL, Cortés-Rodríguez CJ, Aguilera-Canon MC. Utilidad de la conformación del túnel liso antes de usar limas rotatorias endodónticas de níquel-titanio. *Rev Cubana Estomatol [internet]*. 2014 Jul-Set; 51(3). Disponible en: [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0034-75072014000300004](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-75072014000300004)
  15. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, Chiandussi G, Pera F, Migliaretti G, et al. Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod.* 2009 Mar; 35(3): 408-12. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2008.11.021>.
  16. Roland D, Andelin W, Browning D, Roberthsu G, Torabinejad M. The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2002 Jul; 28(7): 543-5. <http://dx.doi.org/10.1097/00004770-200207000-00015>.
  17. Cassim I, Van der Vyver P. The importance of glide path preparation in endodontics: a consideration of instruments and literature. *SADJ.* 2013 Aug; 68(7): 322-7.
  18. Berutti E, Alovisi M, Pastorelli MA, Chiandussi G, Scotti N, Pasqualini D. Energy consumption of ProTaper Next X1 after glide path with PathFiles and ProGlider. *J Endod.* 2014 Dec; 40(12): 2015-2018. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2014.08.011>.
  19. Elnaghy AM, Elsaka SE. Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness associated with protaper next instruments with and without glide path. *J Endod.* 2014 Dec; 40(12): 2053-2056. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2014.09.001>.
  20. Patiño P, Biedma B, Liebana C, Cantatore G, Bahillo J. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod.* 2005 Feb; 31(2): 114-6. <http://dx.doi.org/10.1097/01.don.0000136209.28647.13>.
  21. Kim HC, Kim HJ, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Versluis A. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int Endod J.* 2009 Jul; 42(7): 593-602. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2591.2009.01553.x>.
  22. Franco V, Fabiani C, Taschieri S, Malentacca A, Bortolin M, Del Fabbro M. Investigation on the shaping ability of nickel-titanium files when used with a reciprocating motion. *J Endod.* 2011 Oct; 37(10): 1398-401. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2011.06.030>.
  23. Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod.* 2006 Apr; 32(4): 372-5. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2005.08.012>.
  24. Kim HC, Cheung GS, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Kang SI. 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 Jun; 34(6): 743-7. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2008.03.015>
  25. Kim TO, Cheung GS, Lee JM, Kim BM, Hur B, Kim HC. Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. *Int Endod J.* 2009 Jan; 42(1): 14-21. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2591.2008.01481.x>.
  26. 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 Apr; 44(4): 357-61. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2591.2010.01838.x>.
  27. Zhang EW, Cheung GS, Zheng YF. A mathematical model for describing the mechanical behaviour of root canal instruments. *Int Endod J.* 2011 Jan; 44(1): 72-6. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2591.2010.01801.x>.
  28. Niño-Barrera JL, Aguilera-Canon MC, Cortes-Rodríguez CJ. Theoretical evaluation of nickel-titanium Mtwo series rotary files. *Acta Odontol Latinoam.* 2013; 26(2): 90-6.
  29. Timoshenko S, Goodier J. *Theory of elasticity.* New York, NY: McGraw-Hill; 1970.
  30. Fife D, Gambarini G, Britto L. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004 Feb; 97(2): 251-6.
  31. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003 Dec; 96(6): 757-63.
  32. 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 Jul; 26(7): 414-7. <http://dx.doi.org/10.1097/00004770-200007000-00009>.

## CORRESPONDENCIA

Sandra Milena Prieto Cárdenas  
smprietoc@unal.edu.co

Carlos Julio Cortés Rodríguez  
cjcortres@unal.edu.co

Luis Fernando Gamboa Martínez  
luifergamboa@gmail.com

Javier Laureano Niño Barrera  
jlninob@unal.edu.co