

Utilidad de la conformación del túnel liso antes de usar limas rotatorias endodónticas de níquel-titanio

Usefulness of shaping the glide path before using rotary nickel-titanium endodontic files

Javier Laureano Nino Barrera, Carlos Julio Cortés-Rodríguez, Mara Catalina Aguilera Canon

Facultad de Odontología, Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional de Colombia. Bogotá, Colombia.

RESUMEN

Introducción: para prevenir la fractura de instrumentos endodónticos actualmente se siguen investigando materiales, técnicas y diseños los cuales buscan reducir su incidencia. La conformación de túnel liso (*Glide Path*) se ha propuesto con este fin, sin embargo su utilidad ha sido controvertida.

Objetivo: comprobar teóricamente mediante la utilización de un análisis de elementos finitos, la utilidad de la conformación de túnel liso, antes de la utilización de limas rotatorias endodónticas de níquel-titanio.

Métodos: se realizó una simulación numérica mediante un análisis de elementos finitos, para lo cual se construyeron modelos matemáticos de las limas rotatorias de níquel-titanio S1 y S2 de la serie Protaper®. Con el software *Simulation multyphysics de Autodesk®* se programaron las propiedades mecánicas de las limas y un límite de falla por fractura de 1270,588 MPa. Posteriormente se aplicó el torque recomendado por el fabricante y se fijó la punta del instrumento (sin conformación de túnel liso) aplicando allí restricciones en todos los grados de libertad. Para simular la realización de la conformación de túnel liso, se aplicaron restricciones en todos los grados de libertad a una determinada distancia de la punta del instrumento, simulando de esta forma que la punta del instrumento permanecía libre.

Resultados: al fijar la punta de las limas, los esfuerzos máximos fueron 1545,77 MPa para la S1 y 1306,47 MPa para la S2, observando fractura de los instrumentos. Al fijar las limas a distancia de la punta no se observó fractura.

Conclusiones: se demostró teóricamente que al impedir que se atrapen la punta de las limas, se previene su fractura y que dicho atrapamiento se evita con una conformación de túnel liso, por lo que se concluye que este procedimiento es útil para prevenir la fractura de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio.

Palabras clave: conformación de túnel liso del conducto radicular, limas rotatorias, níquel-titanio, torsión.

ABSTRACT

Introduction: materials, techniques and designs continue to be studied with the purpose of reducing the incidence of fracture in endodontic instruments. Shaping of the glide path has been proposed for this end; however, its usefulness has been a matter of controversy.

Objective: based on the finite element method, carry out a theoretical analysis of the usefulness of shaping the glide path before using rotary nickel-titanium endodontic files.

Methods: numerical simulation was performed based on finite element analysis, to achieve which mathematical models were built of rotary nickel-titanium files S1 and S2 of the Protaper™ series. Autodesk™ Simulation Multiphysics software was used to program the mechanical properties of the files, as well as a fracture failure limit of 1270.588 MPa. The torque recommended by the manufacturer was then applied and the instrument tip fixed into place (without shaping the glide path) with restrictions on all degrees of freedom.

In order to simulate glide path shaping, restrictions were applied to all degrees of freedom at a certain distance from the instrument tip, thus simulating that the instrument tip remained free.

Results: on fixing the file tips, maximum efforts were 1545.77 Mpa for S1 and 1306.47 Mpa for S2. Instrument fracture was observed. When files were fixed at a distance from the tip, no fracture was observed.

Conclusions: it was theoretically demonstrated that when file tips are prevented from being caught, fracture is prevented as well, and such catch is avoided by shaping the glide path. It is therefore concluded that the procedure is useful to prevent the fracture of rotary nickel-titanium instruments.

Key words: shaping the glide path of the root canal, rotary files, nickel-titanium, torque.

INTRODUCCIÓN

La preparación biomecánica es el procedimiento mediante el cual se configura y modela el espacio del conducto radicular, para recibir el material de obturación endodóntico.¹ Para realizarla, históricamente se han utilizado instrumentos de acero carbonado² acero inoxidable¹ y en la actualidad se ha implementado el uso de instrumentos fabricados a base de aleación de níquel-titanio.³ La ventaja de los instrumentos de níquel-titanio es su flexibilidad lo que permite preparar conductos irregulares con curvas abruptas sin modificar la morfología original.⁴⁻⁶

El clínico generalmente no puede detectar el momento en que una lima de níquel-titanio alcanza su deformación previa a la fractura, debido a que esta, rara vez es visible.⁷ Los tipos de fractura que sufre una lima de níquel-titanio son:

- fractura flexural .Se produce como consecuencia de la preparación de una curvatura radicular compleja.
- fractura torsional. Se presenta cuando una porción del instrumento se atrapa dentro del conducto radicular y este sigue girando.⁸

La conformación en forma de túnel liso (del inglés *Glide Path*) es una preparación especial que se le da al conducto radicular y que va desde el orificio de entrada hasta su finalización fisiológica⁹ tiene como finalidad prevenir que la punta de una lima endodóntica se atrape dentro del conducto y la pueda llevar a la fractura torsional. Su realización se ha propuesto para prevenir la fractura torsional del instrumento, todavía hay controversia sobre la necesidad de realizarla.^{10,11}

En el caso de las limas rotatorias *Protaper*®, las primeras limas de la serie S1 y S2 están diseñadas para trabajar en el tercio cervical y medio del conducto, sin embargo se ha reportado que estos instrumentos son los que con más frecuencia se fracturan en esta serie.¹² Lo que sugiere que estos no se usan siempre como fueron diseñados y que la realización de una conformación de túnel liso del conducto radicular en el tercio apical podría ayudar en su desempeño.

Berutti y otros en 2003¹³ introdujeron el análisis por medio del método de los elementos finitos para evaluar instrumentos rotatorios endodónticos de níquel-titanio.

El método de los elementos finitos ha sido ampliamente utilizado para evaluar las propiedades mecánicas de distintos diseños de limas endodónticas de níquel-titanio.¹⁴⁻¹⁸ Entre las ventajas de la utilización del método de los elementos finitos están: reducción de costos, análisis de variables por separado, razones éticas al no utilizar tejido humano y la posibilidad de generar nuevos diseños de instrumentos.^{17,19-21}

Por lo tanto el objetivo del presente estudio fue: comprobar teóricamente, mediante la utilización de un análisis de elementos finitos, la utilidad de la conformación de túnel liso del conducto radicular antes de la utilización de limas rotatorias endodónticas de níquel-titanio.

MÉTODOS

Construcción de los modelos

En el laboratorio de metrología de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Colombia, se realizó un proceso de ingeniería inversa, mediante el cual con un proyector de perfiles Carl Zeiss Jenna a una resolución de 0,01 mm, se tomaron medidas de las limas rotatorias de níquel-titanio S1 y S2 de la serie *Protaper*® para poder realizar la caracterización geométrica de los instrumentos y generar planos de las limas.

Las medidas fueron tomadas sobre el perfil de la lima, el eje se tomó lateral al perfil pero debido a la asimetría que presenta el instrumento, se realizó la medida alternativamente desde el eje lateral en la porción más ancha al perfil y desde el eje lateral en la sección más angosta al perfil.

Tomando como base los planos, se utilizó el software *Autodesk Inventor Professional*® para la construcción de los modelos en tres dimensiones. Se estimó el eje de trabajo de la lima y alrededor de este se generó la hélice de corte. Finalmente se utilizó la sección trasversal característica de la serie *Protaper*®, la cual es básicamente un triángulo redondeado con los vértices ubicados cada 120°.

Ensayo de tensión para determinar el comportamiento de la aleación de níquel-titanio

Tomando como referencia la Norma ASTM F2516 - 07²² que refiere el método para evaluar aleaciones superelásticas de níquel-titanio y que presenta una gráfica esfuerzo- deformación típica del comportamiento del material, se realizó un estudio experimental, en el laboratorio de ensayos mecánicos de la Universidad Nacional de Colombia con una Máquina de Ensayos Universal para cargas tensionales (*Shimadzu* modelo AG-IS) que arrojó una gráfica del comportamiento real de la aleación de níquel-titanio (Fig.1).

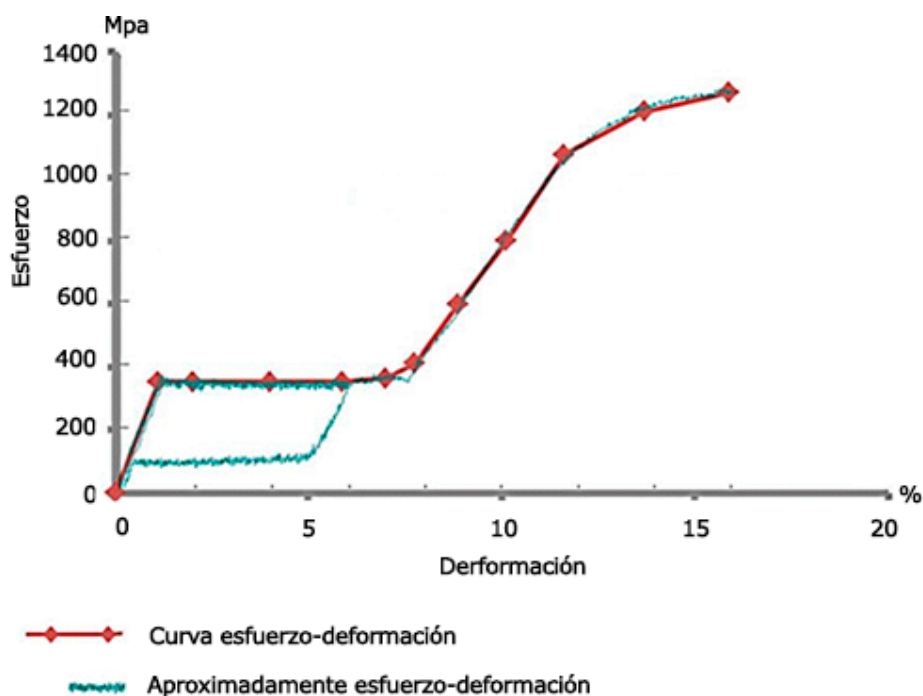


Fig. 1. Gráfica esfuerzo-deformación experimental y aproximación multilínea del comportamiento de una aleación de níquel-titanio.

La prueba consistió en un ensayo de tensión sobre una probeta de la aleación de níquel-titanio (NiTiNOL) de 0,4 mm de diámetro y 150 mm de longitud. La probeta se traccionó hasta 6 % de deformación a una velocidad de 0,04 mm/min, posteriormente se descargó el alambre a 7 MPa y entonces se traccionó el alambre hasta la fractura a una velocidad de 0,4 mm/min.

La gráfica resultado del presente ensayo fue muy similar a la reportada por la norma ASTM F2516-07²² por lo que se decidió tomar los datos de la gráfica de esfuerzo - deformación obtenida, para aplicarlos en una simulación por medio de un análisis de elementos finitos (Fig. 1). Los datos de las propiedades mecánicas halladas utilizadas fueron: módulo de Young 31650 MPa, límite máximo de falla por fractura 1270,588 MPa, inicio de fluencia 352,941 MPa, relación de Poisson 0,3 y densidad del material 6,450 g/cm³.

El paquete de elementos finitos que se utilizó fue el *Simulation Multiphysics* de *Autodesk®* y dentro de las opciones de programación que otorga, se seleccionó el material *Curve Von Mises with Kinematic Hardening*, debido a la posibilidad de programar un material elástico-plástico; asemejándose al comportamiento real de una aleación de níquel-titanio. Estudios previos han reportado el uso de este modelo de material para análisis de elementos finitos.¹⁴⁻¹⁶ Este permite programar una curva de comportamiento de acuerdo a datos conocidos, ya sean experimentales o reportados en la literatura previamente. En el presente estudio en particular, se tuvo la posibilidad de programar la curva de comportamiento del material de acuerdo al ensayo experimental de tensión que se hizo sobre una probeta de níquel-titanio.

Aplicación de fuerzas y restricciones

Para la presente simulación numérica mediante un análisis de elementos finitos, se utilizó el software *Simulation Multiphysics de Autodesk®* con el cual se enmallaron los modelos con elementos *brick*, para un total de 4111 elementos en el modelo de la lima S1 y 3678 elementos para el modelo de la lima S2.

Para determinar los puntos aproximados en los cuales idealmente una lima S1 y una lima S2 entran en contacto con todas las paredes del conducto radicular, se utilizaron los instrumentos en bloques de resina transparente y se tomaron imágenes con un estereomicroscopio *Nikon SMZ800* a 15 X posteriormente se tomó la medida de la distancia entre la punta del instrumento y el sitio donde entra en contacto el instrumento con todas las paredes del conducto. Para la lima S1 esta distancia fue de 5,035 mm y para la lima S2 la distancia fue de 3,66 mm.

Para simular el atrapamiento de una lima dentro del conducto radicular en el sitio aproximado donde su diseño indica que debe trabajar, se colocaron restricciones en todos los grados de libertad a la distancia que hayamos previamente, es decir dejando la punta libre y simulando de esta forma la conformación de túnel liso del conducto radicular (Fig. 2).

Posteriormente se aplicaron restricciones en todos los grados de libertad en la punta de los instrumentos (Fig. 2) simulando así la no realización de la conformación del túnel liso del conducto radicular.

En ambos casos se siguieron las instrucciones de uso de la casa fabricante, por lo tanto el torque aplicado fue de 3 N.cm para la lima S1 y de 1,5 N.cm para la lima S2.

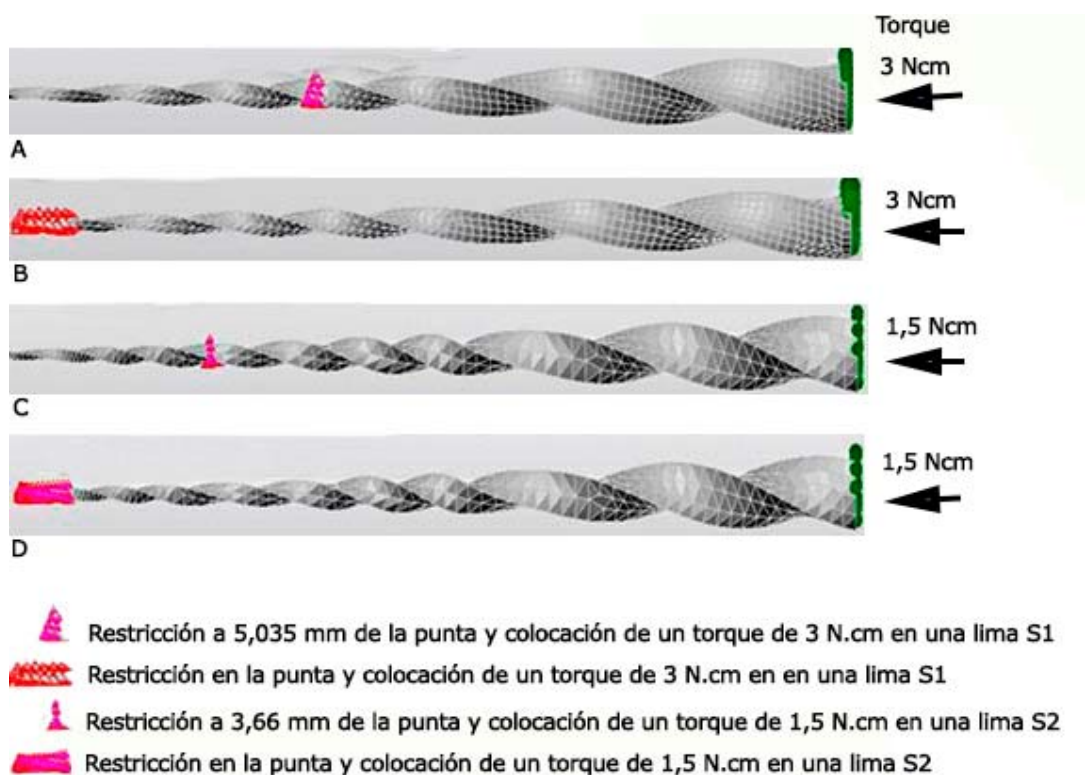
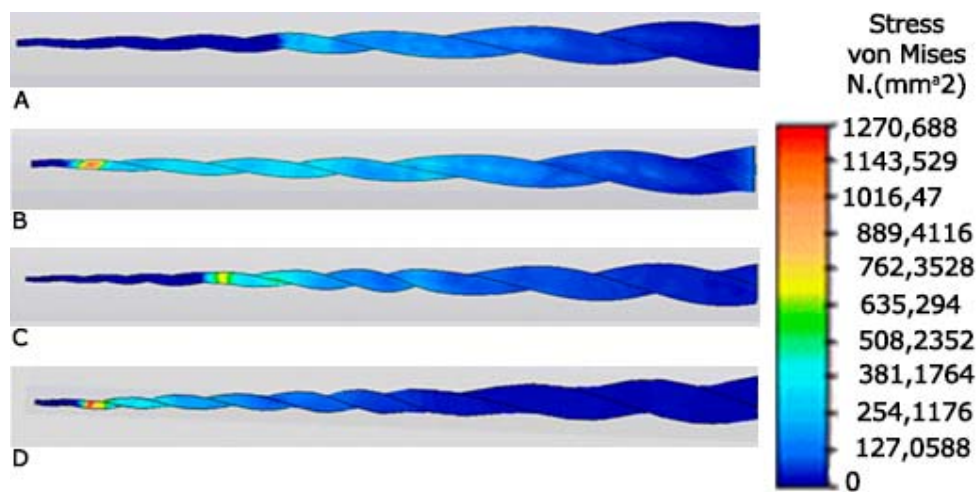


Fig. 2. Distancia entre la punta del instrumento y sitio en que todas las paredes entran en contacto con el conducto y aplicación de fuerzas y restricciones.

RESULTADOS

El esfuerzo máximo de la lima S1 a 5,035 mm de la punta fue de 683,136 MPa (Fig. 3 a), el esfuerzo último antes de la fractura para la lima S1 en la punta fue de 1545,77 MPa (Fig. 3 b), el esfuerzo máximo que tuvo la lima S2 a 3,66 mm de la punta fue de 1043,32 MPa (Fig. 3 c), el esfuerzo máximo antes de la fractura para la lima S2 en la punta fue de 1306,76 MPa (Fig. 3 d). Al tener en cuenta que el esfuerzo máximo hallado en el material antes de la fractura fue de 1270,588 MPa se comprueba que las puntas de las limas S1 y S2 al atraparse y girar por aproximadamente un segundo se fracturarían. Los esfuerzos ejercidos a distancia de la punta donde idealmente deben trabajar las limas S1 y S2, no generaron fractura.



- A. No se observa falla en la lima S1 a 5,035 mm de la punta.
 B. Se observa fractura de la lima S1 en tercio apical de la lima
 C. No se observa falla en la S2 a 3,66 mm de la punta.
 D. Se observa fractura de la lima S2 en tercio apical de la lima.

Fig. 3. Resultados de los esfuerzos de Von Mises.

DISCUSIÓN

De acuerdo a la técnica de preparación biomecánica recomendada para los instrumentos rotatorios Protaper®, las limas S1 y S2 se utilizan para preparar el tercio cervical y medio del conducto radicular^{23,24} ensanchando allí con la sección de la lima indicada para este fin. Esto concuerda con las observaciones que hicimos con el estereoscopio, que ubicaron un sitio aproximado de trabajo de estos instrumentos a una distancia determinada de la punta.

Las puntas de estos instrumentos no están diseñadas para soportar una carga de trabajo alta ya que su diseño se enfoca en el esfuerzo en el tercio medio del conducto. Esta suposición se ve reforzada con lo observado en el presente estudio en donde los esfuerzos torsionales ubicados en tercio medio de la lima no la llevaron a la fractura, mientras los que se aplicaron en la punta del instrumento si lo hicieron.

Shen y otros¹² reportaron que las limas rotatorias S1 y S2 de Protaper® son las que se fracturan con más frecuencia. De acuerdo a lo observado en el presente estudio, esto no tendría lógica ya que las limas trabajarían siempre en su tercio medio con una buena resistencia torsional. Por lo que nos lleva a creer que las fracturas se pueden deber a errores del operador durante la preparación biomecánica y a la irregularidad morfológica del canal radicular, factores estos que predisponen a que las puntas de estos instrumentos se atrapen en el conducto radicular y como consecuencia se fracturen.

El efecto de la conformación de túnel liso del conducto radicular es recreado en las aproximaciones generadas por el presente estudio, lo que permite observar que cuando las limas S1 y S2 trabajan en el sitio para el cual fueron diseñadas presentan su mejor desempeño con poca posibilidad de fractura, por el contrario la aproximación que se hizo fijando la punta del instrumento, simula la falta de conformación de túnel liso del conducto radicular y nos permite observar fracturas en la punta de los dos instrumentos, lo que es muy similar a su comportamiento clínico.

A pesar de lo afín de la presente simulación con el comportamiento real de la lima, se observaron las siguientes limitaciones:

- a) Se utilizó solo el concepto de fractura torsional ya que es el que más se presenta en las limas rotatorias de níquel-titanio.²⁵
- b) La distancia exacta a la cual trabajan los instrumentos rotatorios es muy difícil de determinar ya que dependerá de la anatomía interna del canal.
- c) No fue posible tener en cuenta aspectos de la preparación como la lubricación y la irrigación.

Un aporte que se hace en el presente estudio es el hecho de colocar el torque en unidades de N.cm, debido a que es el recomendado por la casa fabricante, lo cual difiere de análisis de elementos finitos de instrumentos rotatorios previos que han utilizado torques en unidades de N.mm¹³⁻¹⁵ lo que da un cálculo matemático errado ya que la diferencia es de 10 veces la magnitud del torque aplicado.

El programa *Simulation Multiphysics de Autodesk®* es por primera vez reportado para este tipo de análisis en limas rotatorias de endodoncia, los programas más utilizados son *Ansys®* y *Abaqus®*. Entre las ventajas del *Simulation Multiphysics de Autodesk®* está su compatibilidad con varios programas de modelamiento matemático como *Autodesk Inventor Professional®* o *Solidworks®* así como el hecho de que su uso es fácil e intuitivo.

Aunque recrear una situación clínica con un análisis de elementos finitos no siempre es posible, la situación clínica específica aquí planteada es posible de recrear y los resultados obtenidos se asemejan bastante al supuesto real.²⁶

Con las limitaciones y aproximaciones del presente estudio, se demostró teóricamente que al impedir que se atrapen las puntas de las limas, se previene su fractura. El atrapamiento se evita con la realización de una conformación de túnel liso del conducto radicular. Por lo que se concluye que este procedimiento es útil para prevenir la fractura de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974; 18(2): 269-96.
2. 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(5): 1058-63.
3. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988; 14(7): 346-51.
4. Simon S, Lumley P, Tomson P, Pertot WJ, Machtou P. Protaper--hybrid technique. *Dent Update.* 2008; 35(2): 110-6.
5. Unal GC, Maden M, Orhan EO, Saritekin E, Teke A. Root canal shaping using rotary nickel-titanium files in preclinical dental education in Turkey. *J Dent Educ.* 2012; 76(4): 509-13.

6. Gekelman D, Ramamurthy R, Mirfarsi S, Paque F, Peters OA. Rotary nickel-titanium GT and ProTaper files for root canal shaping by novice operators: a radiographic and micro-computed tomography evaluation. *J Endod.* 2009; 35(11): 1584-8.
7. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004; 30(10): 722-5.
8. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009; 35(11): 1469-76.
9. West JD. The endodontic Glidepath: "Secret to rotary safety". *Dent Today.* 2010; 29(9): 86-8, 90-3.
10. De-Deus G, Arruda TE, Souza EM, Neves A, Magalhaes K, Thuanne E, et al. The ability of the Reciproc R25 instrument to reach the full root canal working length without a glide path. *Int Endod J.* 2013.
11. Uroz-Torres D, Gonzalez-Rodriguez MP, Ferrer-Luque CM. Effectiveness of a manual glide path on the preparation of curved root canals by using Mtwo rotary instruments. *J Endod.* 2009; 35(5): 699-702.
12. Shen Y, Haapasalo M, Cheung GS, Peng B. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 1: Relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study. *J Endod.* 2009; 35(1): 129-32.
13. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. 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.
14. 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; 34(6): 743-7.
15. 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; 42(7): 593-602.
16. 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; 42(1): 14-21.
17. 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.
18. Zhang EW, Cheung GS, Zheng YF. 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.
19. Cheung G. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics.* 2009; 16(1): 1-26.
20. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2010; 21(3): 425-32.

21. 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.
22. ASTM. Standard test method for tension testing of nickel-titanium superelastic materials. Current edition approved Dec 1, 2007 Published January 2008 Originally approved in 2005. Last previous edition approved in 2006 as F2516 - 06 doi: 10.1520/F2516-07E02. Tue Oct 9 21:54:30 EDT 2012: ASTM;2008.
23. Ruddle CJ. The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dent Today.* 2001;20(10):60-7.
24. Ruddle CJ. The ProTaper technique: endodontics made easier. *Dent Today.* 2001;20(11):58-64,6-8.
25. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26(3):161-5.
26. Ha JH, Park SS. Influence of glide path on the screw-in effect and torque of nickel-titanium rotary files in simulated resin root canals. *Restor Dent Endod.* 2012;37(4):215-9.

Recibido: 26 de febrero de 2014.
Aprobado: 19 de mayo de 2014.

Javier Laureano Nino Barrera. Facultad de Odontología, Facultad de Ingeniería.
Universidad Nacional de Colombia. Bogotá, Colombia. *Correo electrónico:*
jlninob@unal.edu.co