

Instrumentación de conductos radiculares (parte 3). ¿Por qué se fracturan los instrumentos rotatorios?

Instrumentation of root canals (part 3). Why do rotary instruments suffer fractures?

Presentado: 28 de noviembre de 2012
Aprobado: 26 de febrero de 2013

Rodolfo Elías Hilú, Francisco Balandrano Pinal

Cátedra de Endodoncia, Escuela de Odontología, Universidad Maimónides, Argentina

Resumen

La introducción de los instrumentos endodónticos fabricados con una aleación de níquel-titanio ha significado una mejora sustancial gracias a sus propiedades. Entre éstas se destaca la flexibilidad, que ha permitido la generalización del uso de los instrumentos de níquel-titanio en las técnicas mecanizadas. Sin embargo, el empleo de estas técnicas ha incrementado la cantidad de separaciones de los instrumentos dentro del conducto radicular, lo cual afecta de manera adversa el resultado a distancia del tratamiento endodóntico, al obstaculizar o impedir su realización.

El objetivo de este trabajo es analizar las causas más frecuentes de separación de instrumentos rotatorios, así como proporcionar

información sobre diversos procedimientos que pueden disminuir la incidencia de este accidente.

Resulta necesario extremar las precauciones durante los procesos de selección de un sistema mecanizado: debemos conocer los procedimientos de la técnica operatoria, contabilizar el número de uso de los instrumentos para su descarte, evaluar en cada caso clínico los reparos y las limitaciones anatómicas y, finalmente, considerar los procedimientos de limpieza y de esterilización, a fin de minimizar la probabilidad de separación del instrumento.

Palabras clave: Fractura de instrumentos, níquel-titanio, prevención de fracturas.

Abstract

The introduction of endodontic instruments manufactured with nickel-titanium alloys has produced a substantial improvement due to the properties of the metal, among which we must highlight its flexibility, which has enabled generalization in the use of mechanized techniques. However, the use of these techniques has increased the number of instrument separations within the root canal affecting adversely the outcome of treatment hindering or impeding endodontic treatment fulfillment.

The purpose of this review is to analyze the most frequent causes of separation of rotary instruments, as well as providing

information about different procedures that may reduce the incidence of this accident.

It is necessary to take safety measures during the selection of a mechanized system, we must know the surgical technique procedures, register how often each instrument is used to decide its disposal, evaluate in every case clinical and anatomical limitations, and finally consider cleaning and sterilization procedures minimizing the possibility of instrument separation.

Key words: Instruments fracture, nickel-titanium, fracture prevention.

Introducción

Los instrumentos endodónticos rotatorios confeccionados con una aleación de níquel-titanio (NiTi) constituyen un recurso importante para la práctica clínica, debido a su gran flexibilidad y a su capacidad de retomar la forma original después de ser sometidos a fuerzas de torsión

y de flexión. Se ha demostrado que —en la preparación de conductos radiculares curvos— estos instrumentos se desempeñan mejor que los de acero inoxidable¹, ya que disminuye la cantidad de errores de procedimiento, como la formación de escalones y transportaciones^{2,3}.

Sin embargo, su empleo ha incrementado la cantidad de separaciones de los instrumentos dentro del conducto radicular^{4,5}, lo cual afecta de manera adversa el resultado a distancia del tratamiento de endodoncia, pues obstaculiza o impide su realización^{5,6}. La separación del instrumento puede presentarse de manera repentina, por lo que es preciso tomar las precauciones necesarias para evitar este accidente y, así, aumentar las posibilidades de éxito del tratamiento endodóntico⁷.

Existen varias técnicas utilizadas para la remoción de fragmentos de instrumentos fracturados⁸⁻¹⁰; sin embargo, esta acción genera un excesivo desgaste de la estructura dentinaria, que puede conducir a una perforación y, sobre todo, a una disminución de la resistencia de la raíz^{6,9}. El éxito de estos procedimientos depende, en gran medida, de la ubicación del instrumento y del grado de curvatura del conducto radicular^{9,10}.

En trabajos previos se han descrito las principales características y conceptos de los sistemas de instrumentación mecanizada, con sus ventajas y desventajas, en función de una serie de parámetros que el clínico debe conocer y tener en cuenta⁷. También se ha informado sobre los elementos estructurales de los instrumentos rotatorios y sus principales funciones y características¹¹.

El propósito de este trabajo es informar acerca de las características de la aleación de NiTi y de las principales causas de separación de los instrumentos rotatorios, además de proporcionar una serie de medidas preventivas destinadas a reducir el riesgo de fractura de un instrumento durante la instrumentación de los conductos radiculares.

Desarrollo

Para conocer los porqués de la separación de un instrumento endodóntico, es preciso analizar el tipo de aleación y el método empleados en su fabricación, así como los modos en que se produjeron las fracturas. En primer lugar, debemos analizar en qué medida el diseño del instrumento aumenta o disminuye su resistencia a

la fractura y su relación con la dinámica de los procedimientos utilizados para preparar el conducto radicular. Finalmente, conocer de qué modo inciden las soluciones irrigantes y los ciclos de esterilización en el deterioro de los instrumentos endodónticos.

Aleación de níquel-titanio (NiTi). Existen varias aleaciones metálicas con memoria de forma. Las de NiTi se utilizan en la práctica odontológica por razones de biocompatibilidad, por su resistencia a la corrosión¹² y su superelasticidad¹. Las aleaciones de NiTi empleadas en la fabricación de instrumentos endodónticos rotatorios contienen aproximadamente un 56% de níquel y un 44% de titanio. A veces, un pequeño porcentaje (<2% en peso) de níquel puede ser sustituido por cobalto¹³. Esta aleación tiene la capacidad de modificar su tipo de enlace atómico, lo cual genera cambios en las propiedades mecánicas y en la disposición cristalográfica. Su activación está en relación directa con la temperatura y/o con la tensión. Estos dos factores pueden modificar la aleación de NiTi de un estado de austenita al estado de martensita. Cuando el material está en su fase martensita, es suave y dúctil, con un módulo de elasticidad de entre 21 y 60 gigapascales (GPa), y puede ser fácilmente deformable. En cambio, en estado de austenita, es fuerte y duro, con un módulo de elasticidad de entre 70 y 110 GPa¹⁴. Cuando estos factores –temperatura y tensión– cesan de aplicarse, la aleación puede retornar a su forma original. Esta característica es llamada memoria de forma y superelasticidad¹³. Si se supera el valor límite, se producirá una deformación plástica permanente, con la posibilidad de sufrir una fractura (fig. 1).

Tipos de fracturas de instrumentos. La fractura de los instrumentos endodónticos mecanizados puede producirse debido a la torsión o a la fatiga por flexión¹⁴. La fractura por torsión (fig. 2) ocurre cuando alguna parte



Figura 1. Deformación plástica de lima RaCe 15/06 X40.

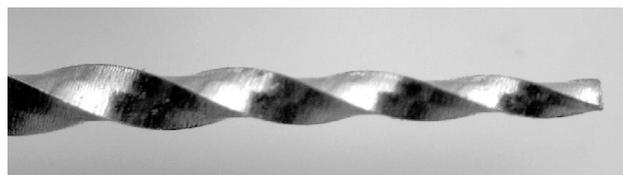


Figura 2. Fractura por torsión de lima ProTaper F2 X40.



Figura 3. Deformación plástica antes de la fractura de lima MTwo 20/06 X40.

del instrumento se atora en el conducto mientras que el mango continúa girando; al superarse el límite elástico del metal, la fractura es inevitable¹⁵. En cambio, la fractura debida a la fatiga por flexión (fig. 3) se produce cuando el instrumento –sin atorarse en las paredes del conducto– gira libremente en una curva, lo cual genera ciclos de tensión/compresión en el punto de la curvatura, hasta que se produce la separación¹⁶.

Factores metalúrgicos. En general, la fractura del metal puede ser dúctil –cuando el metal sufre grandes deformaciones antes de fracturarse– o frágil –cuando la deformación es escasa–. Aunque la aleación de NiTi es muy dúctil, existen circunstancias durante el proceso de fabricación que producen grietas en la superficie del metal. Al recibir tensiones, éstas se propagan y, así, aumentan la fragilidad del instrumento¹². La formación de microvacíos en su estructura –causados probablemente por la oxidación del NiTi– también puede conducir a una fractura por ductilidad¹⁷.

A pesar de las mejoras inherentes a la fabricación de instrumentos con la aleación de NiTi, actualmente existe una necesidad de desarrollar instrumentos que sean más flexibles, con mayor resistencia a la fatiga cíclica y mayor eficacia de corte, principalmente para eliminar o reducir la posibilidad de fractura durante el uso.

Las modificaciones de la temperatura de transición de las etapas de austenita a martensita mediante procedimientos térmicos aplicados al NiTi, particularmente durante la Fase-R, han dado lugar a la existencia de limas de gran flexibilidad, resistencia a la fatiga cíclica notoriamente aumentada y gran capacidad de corte, como lo demuestran los estudios realizados con las limas Twisted Files (SybronEndo, Orange, CA, Estados Unidos), fabricadas a partir de estas mejoras metalúrgicas^{18,19}.

Causas de fracturas de instrumentos. La fractura de los instrumentos rotatorios obedece a varios factores, entre los que se encuentran el diseño, el proceso de fabricación, la dinámica de utilización, la configuración del conducto, el número de usos, los procedimientos de limpieza y esterilización¹², la velocidad utilizada^{20,21} y el torque del motor^{22,23}.

Diseño del instrumento. Los diversos diseños de instrumentos rotatorios de NiTi tienen comportamientos diferentes dentro del conducto radicular. En instrumentos fabricados con el mismo material, estas diferencias de comportamiento pueden depender enteramente del diseño²⁴. Sin embargo, es preciso considerar las características de la aleación cuando son sometidos a procesos térmicos que modifican los factores de transición entre las fases austenita y martensita, que les confieren mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica.

Las características mecánicas y estructurales de los diferentes diseños –principalmente, el diámetro de la sección transversal, la profundidad de las ranuras y la conicidad– influyen en la susceptibilidad a la fractura del instrumento²⁵.

El diseño de la sección transversal puede afectar la resistencia del instrumento cuando éste es sometido a fuerzas torsionales y de flexión. Las limas de sección transversal triangular plana, las de diseño en U y las rectangulares poseen una menor resistencia a la fractura torsional que otros diseños de limas. Las limas de sección triangular convexa son más resistentes a la fractura torsional²⁶, lo cual puede deberse al aumento del área del núcleo de la lima. Uno de los principios de la mecánica establece que la tensión en cualquier punto de una estructura es inversamente proporcional a su distancia radial al centro de gravedad de la sección transversal. De acuerdo con esto, un instrumento con núcleo central pequeño es más propenso a recibir una sobrecarga torsional que un instrumento con núcleo central grande. Esta sobrecarga torsional puede generar una deformación plástica –que indica que el instrumento presenta tensiones residuales y es necesario desecharlo– o una fractura, si se excede el límite elástico del metal. Por otro lado, se ha comprobado que mientras se incrementan la masa y la conicidad de un instrumento, el torque necesario también aumenta, conforme disminuye el tiempo necesario para la fractura²⁷.

Existe una ambivalencia entre la mayor o menor masa de la sección transversal, pues un aumento de la masa produce una mayor resistencia a la fractura por torsión^{28,29}; sin embargo, el instrumento de mayor masa es más susceptible a la fractura por fatiga cíclica^{16,30,31}.

Los instrumentos de menor conicidad son menos susceptibles a la fractura por fatiga cíclica en comparación con los instrumentos de mayor conicidad³²⁻³⁴. El aumento de la conicidad de los instrumentos incrementa la masa de la sección transversal, lo cual determina una mayor carga de tensión flexural²⁷ y la necesidad de aumentar los valores de torque⁴ o de velocidad durante la instrumentación. El aumento de torque puede incrementar la incidencia de fractura por torsión³⁵. El aumento de velocidad puede afectar las posibilidades de fractura^{15,36}. Dietz *et al.*²⁰ demostraron que, a una velocidad rotacional de 150 rpm, el instrumento tarda más en sufrir una fractura causada por fatiga cíclica, que con una velocidad de 350 rpm. Sin embargo, Pruett³⁰ observó que la velocidad rotacional no es un factor que afecte significativamente a la fractura por fatiga cíclica. Comparando ambos estudios –aparentemente contradictorios– se comprende que Dietz se basó en el tiempo que tarda el instrumento en sufrir la fractura, mientras que

Pruett consideró los ciclos a los que ésta ocurre. Se puede inferir que la incidencia de fractura por fatiga cíclica no sería afectada por la velocidad rotacional, aunque su disminución puede retrasarla.

Proceso de fabricación. Durante los procesos de manufacturación de la aleación de níquel-titanio, pueden incorporarse accidentalmente partículas de oxígeno, nitrógeno, carbono e hidrógeno; éstas producen vacíos granulares y grietas que debilitan la estructura del metal¹⁷.

Los instrumentos de níquel-titanio pueden ser fabricados mediante procedimientos de torsión, o por medio de torneado mecánico (fig. 4).

El torneado de instrumentos rotatorios de NiTi puede generar superficies irregulares debidas a la formación de ranuras, grietas y hoyos^{26,37,38}. Las ranuras de fabricación corren de forma perpendicular a la superficie de corte. Estos sitios son zonas de fragilidad y pueden actuar como áreas de concentración de tensión y de iniciación de grietas durante el uso clínico²³. Kim *et al.* observaron que en instrumentos fracturados existen grietas a lo largo de las ranuras producidas por el efecto del torneado³⁹. Los instrumentos fabricados por torneado observados con microscopía óptica a X40 presentan una textura superficial que difiere según las marcas comerciales. Cuanto más tersa es la superficie externa del instrumento, menos zonas de fragilidad presenta.

Los instrumentos fabricados por torsión presentan ranuras propias de la aleación que corren en dirección longitudinal, sin marcas de mecanizado, a diferencia de los instrumentos torneados, en los que las ranuras resultantes del proceso de mecanizado corren en sentido transversal. Sin embargo, al igual que en los instrumentos torneados, el patrón de las fracturas de las limas fabricadas por torsión es transversal³⁸.



Figura 4. En la imagen superior pueden observarse las ranuras de fabricación en una lima ProTaper F4; en la imagen inferior, la dirección diferente de las ranuras en una lima en Twisted Files #40 X40.

El electropulido es un procedimiento que reduce el número y la extensión de los defectos superficiales. La superficie resultante, más lisa (fig. 5), podría incrementar la resistencia a la fractura del instrumento. Algunos estudios han demostrado que este procedimiento no implica una disminución de incidencia de fracturas^{40,41}; otros, en cambio, aseguran lo contrario⁴²⁻⁴⁴.

Dinámica de utilización del instrumento. La importancia de una adecuada preparación de la cavidad de acceso es prioritaria. Constituye el primer paso para evitar la fractura de un instrumento rotatorio, especialmente en pacientes con limitada apertura bucal⁴⁵.

El concepto de ampliar el acceso coronario del conducto radicular hasta los dos tercios, antes de efectuar la preparación del tercio apical, adquiere importancia al realizar la preparación quirúrgica de un conducto radicular curvo, ya que facilita la negociación e instrumentación de su parte apical⁴⁶.

La instrumentación manual de los conductos radiculares –previa a la utilización de los instrumentos rotatorios– reduce significativamente la tasa de fractura de los instrumentos⁴⁷⁻⁴⁹.

Los desechos generados durante la instrumentación se empaquetan en los conductos y en las ranuras de los instrumentos, obstruyendo el conducto y aumentando la resistencia a la fricción del instrumento rotatorio, lo cual puede conducir a su fractura⁵⁰. Una irrigación constante y abundante ayuda a remover estos desechos y facilita el accionar del instrumento.

Los instrumentos rotatorios deben utilizarse con una ligera presión apical; nunca debe forzarse su entrada

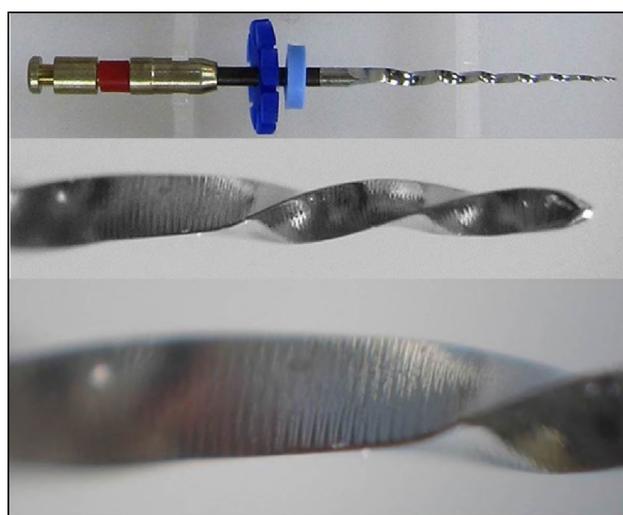


Figura 5. Lima RaCe 25/06 con superficie tratada con electropulido, observada a diferentes aumentos con microscopía óptica. En la imagen inferior se pueden observar ranuras X40 a pesar del tratamiento con electropulido.

dentro del conducto radicular. Su uso breve puede contribuir a la prevención de la fractura.

Es importante mantener siempre un movimiento constante de entrada y salida durante la instrumentación mecanizada, y los tiempos de uso cortos pueden contribuir a prevenir la fractura. Además, debe procurarse que los movimientos tengan la mayor longitud posible, ya que movimientos cortos hacen que algunas partes del instrumento pasen muchas veces en la zona de la curvatura, lo cual genera un estrés innecesario⁵¹.

Configuración del conducto. Es preciso realizar un estudio preoperatorio minucioso y una cuidadosa interpretación radiográfica. Frecuentemente, la utilización de instrumentos manuales de bajo calibre en la determinación de la longitud de trabajo revela la presencia y el grado de la curvatura (fig. 6). Cuanto más pronunciada es la curvatura radicular y menor su radio, la fractura del instrumento es más probable.

Número de usos. El término fatiga cíclica ha sido utilizado para describir la fractura de los instrumentos de níquel-titanio después de la rotación continua en un conducto curvo.

Un instrumento que gira en una curvatura es sometido a un ciclo de carga invertido, es decir, de tensión y compresión de igual magnitud en su superficie⁵¹.

Al girar un instrumento a 300 o 500 rpm en un conducto curvo, tendrá 5 u 8,33 ciclos de tensión y compresión por segundo, respectivamente. Las repetidas cargas y descargas torsionales y flexurales durante su uso conducen a la transformación repetitiva de la aleación de las fases austenítica y martensítica, que luego puede conducir a cambios perjudiciales en las propiedades mecánicas de los instrumentos⁵². Estos dos factores producen la fatiga del metal, lo cual limita el número de usos y la vida útil del instrumento.

El número de veces que se utiliza un instrumento dentro del conducto es controversial, pues depende de

diferentes factores como la anatomía del conducto radicular⁴⁹, el diseño, el calibre¹⁶, y el tratamiento de la aleación del instrumento^{39,53,54}. También deben tenerse en cuenta la curvatura y el radio del conducto radicular. Ante curvaturas pronunciadas con radios reducidos, es recomendable utilizar instrumentos nuevos y desecharlos después de su utilización.

Los instrumentos que presentan mayor masa en su corte transversal —ya sea debido a su diseño o a la magnitud de su calibre— son más propensos a fracturarse por fatiga cíclica que los instrumentos de menor masa¹⁶.

Los nuevos tratamientos metalúrgicos aplicados durante las diferentes fases del níquel-titanio —como el M-Wire, R-Phase o CM-Wire—, al parecer, han aumentado la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos^{39,53,54}. Sin embargo, una mejoría puede implicar la disminución de alguna otra cualidad del instrumento. Es por esto que se recomienda tener en cuenta los estudios realizados acerca de estas aleaciones, a fin de considerar las posibles ventajas y desventajas.

En última instancia, es el operador quien decide el número de usos que le dará a determinado instrumento, en función de diversos factores, entre los cuales se destaca el económico. Sin embargo, se sugiere desechar los instrumentos rotatorios con el menor número de usos posible. Siempre es preferible haber desechado un instrumento, a que éste se fracture dentro del conducto radicular de un paciente.

Procedimientos de limpieza y esterilización. La solución de hipoclorito de sodio al 5 o 5,25% genera corrosión sobre las limas de níquel-titanio luego de una inmersión de entre 30 y 60 minutos^{55,56}. Incluso una inmersión en hipoclorito de sodio al 1% durante toda la noche da como resultado una gran variedad de patrones de corrosión⁵⁷. Sin embargo, las propiedades mecánicas de torsión y de flexión no son afectadas por su inmersión, durante 48 horas, en solución al 2,5%⁵⁸.

Las limas de NiTi pueden soportar 10 ciclos de limpieza con hipoclorito de sodio al 2,5% de 15 minutos cada uno (10 minutos de inmersión en la solución, más 5 minutos con activación ultrasónica) sin que se afecten sus propiedades mecánicas ni aumente su propensión a la fractura⁵⁷.

La aleación de NiTi es muy sensible a la temperatura y al esfuerzo mecánico. Debido a que el estado molecular de la aleación cambia con el calor, ha sido sugerido que el tratamiento a más de 400 °C podría aumentar su flexibilidad; mientras que temperaturas por debajo de 300 °C no son suficientes para lograr estos cambios⁵⁹.

El efecto del calentamiento y el enfriamiento —empleados durante la esterilización— sobre las propieda-

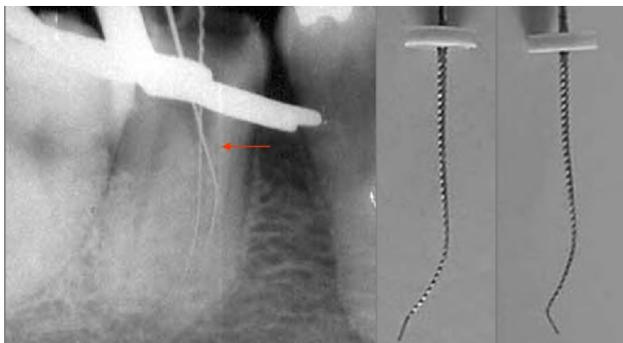


Figura 6. Los instrumentos manuales frecuentemente revelan la presencia y el grado de la curvatura.

des mecánicas y sobre la resistencia a la fractura de los instrumentos endodónticos aún no ha sido claramente establecido. Sin embargo, Viana *et al.*⁶⁰ sugieren que los cambios en las propiedades mecánicas de los instrumentos de NiTi, después de cinco ciclos de esterilización común en autoclave, son insignificantes desde el punto de vista clínico, por lo que se trata de un medio de esterilización seguro.

Conclusión

La utilización de técnicas de preparación mecanizada con instrumentos fabricados en aleación de NiTi ha introducido mejoras notables en la conformación de los conductos radiculares. Sin embargo, la probabilidad de sufrir una separación del instrumento ha aumentado de manera considerable.

Este tipo de accidente puede comprometer, en gran medida, el pronóstico del tratamiento endodóntico. En consecuencia, es necesario extremar las precauciones durante los procesos de selección de un sistema mecanizado. Debemos conocer los procedimientos de la técnica operatoria, contabilizar el número de uso de los instrumentos para su descarte, evaluar en cada caso clínico los reparos y limitaciones anatómicas y, finalmente, considerar los procedimientos de limpieza y de esterilización, a fin de minimizar los riesgos de separación del instrumento.

Los autores declaran no tener conflictos de interés en relación con este estudio y afirman no haber recibido financiamiento externo para realizarlo.

Referencias

- Vaudt J, Bitter K, Neumann K, Kielbassa AM. Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. *Int Endod J* 2009;42:22-33.
- Cheung GS, Liu CS. A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques. *J Endod* 2009;35:938-43.
- Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *J Endod* 2007;33:1155-62.
- Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer H. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26:161-5.
- Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30:722-5.
- Spili P, Parashos P, Messer HH. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod* 2005;31:845-50.
- Hilú R, Balandrano Pinal F. Instrumentación de conductos radiculares. Parte 1. Conceptos sobre la instrumentación mecanizada. *Rev Asoc Odontol Argent* 1999;2:141-5.
- Ward JR, Parashos P, Messer HH. Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an experimental study. *J Endod* 2003;29:756-63.
- Rahimi M, Parashos P. A novel technique for the removal of fractured instruments in the apical third of curved root canals. *Int Endod J* 2009;42:264-70.
- Souter NJ, Messer HH. Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique. *J Endod* 2005;31:450-2.
- Balandrano Pinal F, Hilú R. Instrumentación de conductos radiculares (parte 2). Elementos estructurales de los instrumentos rotatorios, sus funciones y características. *Rev Asoc Odontol Argent* 2012;100:67-74.
- Parashos P, Messer H. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod* 2006;32:1031-43.
- Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297-310.
- Sattapan B, Nervo G, Palamara J, Messer H. Defects in nickel-titanium endodontic rotary files after clinical usage. *J Endod* 2000;26:161-5.
- Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo J, Magán F, Ahn S, Rodríguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003;36:262-6.
- 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;39:755-63.
- 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;31:40-3.
- Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35:401-3.
- Fayyad D, Elgendy A. Cutting efficiency of twisted versus machined nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 2011;37:1143-6.
- Dietz D, Di Fiore P, Bahcall J, Lautenschlager E. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2000;26:68-71.
- Gabel W, Hoen M, Steiman R, Pink F, Dietz R. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod* 1999;25:752-4.
- Berutti E, Negro A, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod* 2004;30:228-30.
- Blum J, Machtou P, Ruddle C, Macalfe J. Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient. *J Endod* 2003;29:567-75.
- Hilú R, Balandrano Pina F, Pérez A, Coaguila Llerena H. Evaluación de la conformación apical de los conductos radiculares con los sistemas Mtwo y ProTaper. *Endodoncia* 2010;28:220-7.
- Ullmann CJ, Peters OA. Effects of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005;31:183-6.
- Zhang E, Cheung G, Zheng Y. Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium

- instruments under torsion and bending: a numerical analysis. *J Endod* 2010;36:1394-8.
27. Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod* 2000;26:156-60.
 28. Yared G, Kulkarni GK, Ghossayn F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J* 2003;36:764-9.
 29. Guilford WL, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod* 2005;31:468-70.
 30. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23:77-85.
 31. Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999;25:434-40.
 32. Chaves M, Guiomar M, Lopes V. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002;28:765-9.
 33. Shen Y, Coil JM. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use: part 3. A 4-year retrospective study from an undergraduate clinic. *J Endod* 2009;35:193-6.
 34. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod* 2006;32:55-7.
 35. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *J Endod* 2001;27:772-4.
 36. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J* 2001;34:47-53.
 37. Kazemi RB, Stenman E, Spångberg LS. A comparison of stainless steel and nickel titanium H-type instruments of identical design: torsion and bending tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;90:500-6.
 38. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchell JC. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2003;29:667-9.
 39. Kim H, Yum J, Hur B, Cheung G. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2010;36:147-52.
 40. Cheung G, Shen Y, Darvell B. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod* 2007;33:1217-21.
 41. Barbosa F, Gomes J, De Araujo M. Influence of electrochemical polishing on the mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2008;34:1533-6.
 42. Condorelli G, Bonaccorso A, Smecca E, Schäfer E, Cantatore G, Tripi T. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endod J* 2010;43:866-73.
 43. Lopes H, Elias C, Vieira V. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010;36:1653-7.
 44. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2007;33:1212-6.
 45. Yared GM, Kulkarni GK. Failure of ProFile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *Int Endod J* 2002;35:536-41.
 46. Pruskin E, Hilú R. Instrumentación mecanizada. Conformación de conductos curvos simulados con los sistemas Quantec, ProFile y la pieza de mano endodóntica M4. *Rev Asoc Odontol Argent* 2002;90:9-14.
 47. Hilú R, Pruskin E. Preparación quirúrgica de conductos curvos con la pieza de mano endodóntica M4. *Rev Asoc Odontol Argent* 1999;87:319-23.
 48. Patino PV, Biedma BM, Liebana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod* 2005;31:114-6.
 49. Di Fiore P. A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *JADA* 2007;138:196-201.
 50. Li U, Lee BS, Shih C, Lan WH, Lin C. Cyclic fatigue of endodontic nickel-titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod* 2002;28:448-51.
 51. Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J* 2005;38:802-9.
 52. Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006;39:119-26.
 53. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37:997-1001.
 54. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod* 2012;38:105-7.
 55. Busslinger A, Sener B, Barbakow F. Effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium light speed instruments. *Int Endod J* 1998;31:290-4.
 56. Stokes O, Di Fiore P, Barss J, Koerber A, Gilbert J, Lautenschlager E. Corrosion in stainless steel and nickel-titanium files. *J Endod* 1999;25:17-20.
 57. O'Hoy P, Messer H, Palamara J. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J* 2003;36:724-32.
 58. Haïkel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser J, Allemann C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod* 1998;24:731-5.
 59. Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T, Suda H. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2009;42:621-6.
 60. Viana A, Gonzalez B, Buono V, Bahia M. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006;39:709-15.

Contacto:

RODOLFO E. HILÚ

rehilu@intramed.net

Pueyrredón 709, 3.º F (C1032ABH)

Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina