

Fratura dos instrumentos endodônticos. Recomendações clínicas

Fracture of endodontic instruments. Clinical recommendations

Hélio Pereira Lopes

Professor do Curso de Pós-graduação em Endodontia da FO/Unesa

Letícia Chaves de Souza

Victor Talarico Leal Vieira

Doutorandos do Instituto Militar de Engenharia (IME)

Adriana Maria Vieira Silveira

Professora do Centro Universitário Newton Paiva

Márcia Valéria B. Vieira

Coordenadora do Curso de Especialização em Endodontia do Instituto Brasileiro de Estudos Odontológicos

Carlos Nelson Elias

Professor do Curso de Mestrado e Doutorado do IME

RESUMO

Instrumentos endodônticos são ferramentas metálicas, fabricados de ligas de aço inoxidável ou de níquel-titânio (NiTi) empregados como agentes mecânicos na instrumentação de canais radiculares. Durante a instrumentação do canal radicular, o instrumento sofre tensões que variam com a anatomia do canal. Tensões, desconhecimento das propriedades mecânicas dos materiais e pouca habilidade e experiência clínica do profissional podem induzir sua ruptura no interior do canal. A fratura durante o uso clínico pode ocorrer por carregamento de torção, flexão rotativa e por suas combinações. Instrumentos fraturados e retidos no interior do canal podem afetar o resultado do tratamento endodôntico. O propósito deste trabalho é apresentar recomendações clínicas para reduzir o risco de fraturas de instrumentos endodônticos durante a instrumentação de canais radiculares.

Palavras-chave: instrumentos endodônticos; canal radicular.

ABSTRACT

Endodontic instruments are metal tools, made of steel alloy or nickel-titanium (NiTi), employed as mechanical agents of root canal preparation. During root canal instrumentation the instrument is submitted to stress that varies according to the root canal anatomy. The stress, the unknown of the mechanical properties of materials, little skills and clinical experience can lead to its rupture inside the root canal. The fracture during clinical use may occur by loading of torsion, rotating bending or their combinations. Fractured instruments and retained inside the root canal may affect the outcome of the endodontic treatment. The purpose of this paper is to present clinical recommendations for reducing the risk of fractures of endodontic instruments during root canal instrumentation.

Keywords: endodontic instrument; root canal.

Introdução

A resistência à fratura é uma das principais propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos que deveria ser informada ao usuário para orientá-lo na prática clínica. Durante o preparo químico-mecânico de um canal radicular, os instrumentos endodônticos sofrem tensões extremamente adversas que variam com a anatomia do canal, com as dimensões dos instrumentos e com a habilidade do profissional. Essas tensões adversas modificam continuamente a resistência à torção e a flexão rotativa dos instrumentos endodônticos durante a instrumentação de um canal radicular.

A fratura dos instrumentos pode ocorrer por torção, por flexão rotativa (tensões trativas e compressivas) e por suas combinações (4, 10, 14, 18, 20, 21, 22, 32).

Fratura dos Instrumentos por Torção

Para ocorrer a fratura por torção é preciso que a ponta do instrumento endodôntico fique imobilizada e na outra extremidade (cabo) seja aplicado um torque superior ao limite de resistência à fratura do instrumento. Pode ocorrer para os instrumentos endodônticos de aço inoxidável e de NiTi, acionados manualmente ou por dispositivos mecanizados (18, 20, 22, 25).

Se a ponta do instrumento não ficar imobilizada durante a instrumentação de um canal radicular, independentemente do valor do torque aplicado, não ocorrerá a fratura por torção do instrumento endodôntico (Figura 1) (2, 5, 18, 25).

O torque (T) pode ser definido como o efeito rotatório criado por uma força (F) distante do eixo de rotação de um objeto. É calculado pela equação:

$$\text{Torque} = F.R$$

onde, R (raio) é a distância entre o ponto de aplicação da força (F) e o eixo de rotação do objeto.

A força no Sistema Internacional de Unidades é expressa em Newton (N) e o torque expresso pela unidade de força multiplicado pela unidade de comprimento do raio (newton x metro). Empregam-se também para a força as unidades em quilograma (kgf) e grama (gf) e para o comprimento o centímetro e o milímetro. Existem as relações entre as unidades:

$$1 \text{ kgf} = 1000 \text{ gf} = 9,807 \text{ N}$$

$$1 \text{ cm} = 10 \text{ mm}$$

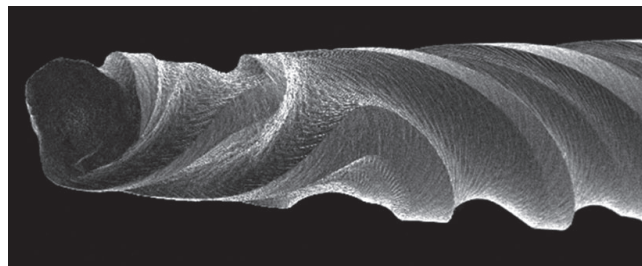


Figura 1. Fratura por torção. Presença de deformação plástica das hélices

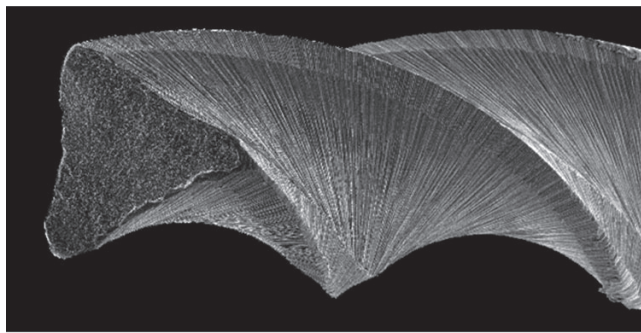


Figura 2. Fratura por flexão rotativa. Ausência de deformação plástica das hélices

Recomendações Clínicas

Imobilização da Ponta do Instrumento

Ocorrendo a imobilização da ponta de um instrumento endodôntico no interior de um canal radicular e sendo o giro (rotação) à direita haverá inicialmente uma deformação plástica (distorção) de suas hélices. A presença de deformação plástica das hélices observada quando da retirada do instrumento endodôntico de um canal radicular durante a instrumentação, dá um alerta de que uma fratura por torção é iminente. Assim, durante a instrumentação de um canal radicular é importante que o profissional retire o instrumento do interior de um canal com maior frequência e o examine cuidadosamente. Instrumentos endodônticos deformados devem ser descartados antes de a falha (fratura) ocorrer. A deformação plástica também permite ao profissional executar correção e ajustes no avanço do instrumento no interior do canal e no torque a ser aplicado em um novo instrumento empregado na instrumentação do canal radicular. Essas medidas têm como objetivo evitar a imobilização e a deformação plástica do novo instrumento endodôntico empregado na instrumentação.

A imobilização de um instrumento endodôntico acionado manualmente ou por dispositivos mecânicos (motores) no interior de um canal radicular pode ser minimizada reduzindo-se o carregamento e o avanço do instrumento em sentido apical. A ação de corte dos instrumentos endodônticos por meio do movimento de alargamento (alternado ou contínuo) é feita por avanços de 1 a 3 mm do instrumento no sentido apical do canal radicular, intercalados com retiradas (17). Avanços maiores aumentam a área de contato e a resistência ao corte da parede dentinária, que poderão provocar a imobilização total ou parcial da ponta do instrumento e induzir um carregamento superior ao seu limite de resistência à fratura por torção.

Para instrumentos acionados manualmente, o controle do avanço se faz por meio do ângulo de rotação à direita aplicado ao cabo do instrumento endodôntico. Para instrumentos de diâmetros pequenos, o ângulo de rotação à direita não deve ser superior a 45°. Para os de diâmetros maiores, o ângulo de rotação pode variar de 90 a 120°. Quanto menor o ângulo de rotação aplicado ao cabo do instrumento endodôntico, menor será o seu avanço no interior do canal

radicular. Também é preciso ressaltar que o avanço de um instrumento no interior de um canal radicular depende do ângulo de inclinação da hélice do instrumento. Quanto menor o ângulo maior será o avanço.

Para instrumentos acionados a motor com giro contínuo à direita de no mínimo cinco voltas por segundo (300 rpm), o controle do avanço durante o uso clínico fica relacionado à experiência do profissional. Nesse caso, o profissional deve aplicar uma força compressiva suficiente para promover o avanço do instrumento no interior do canal não superior a 3 mm seguido de um pequeno retrocesso para liberá-lo da ação de corte da dentina (*packing motion*) (1, 17):

- realizando-se o preparo do canal radicular no sentido coroa-ápice: o alargamento prévio do segmento cervical e médio do canal radicular com instrumentos de maior diâmetro e/ou conicidade permite que instrumentos de menor diâmetro empregados no preparo do segmento apical do canal fiquem submetidos a um menor carregamento, o que diminui o esforço de corte da dentina e a possibilidade de imobilização da ponta do instrumento (1, 4, 16, 17, 18);

- emprego clínico de instrumentos endodônticos novos: ocorre quando há o uso sucessivo de instrumentos endodônticos na instrumentação de canais radiculares e, por isso, reduz-se a aguidade dos fios de cortes de suas hélices. Esta perda da capacidade de corte pode promover a imobilização do instrumento no interior do canal radicular. Consequentemente, para ocorrer o corte da dentina, o profissional aumenta o torque aplicado ao instrumento o que pode induzir a sua fratura.

Controle do Torque

Para instrumentos acionados manualmente, o controle da intensidade do torque aplicado ao cabo do instrumento durante a instrumentação de um canal radicular é um procedimento difícil de ser obtido principalmente para instrumentos delgados. Sentir o momento de cessar o carregamento de torção sem causar deformação plástica ou a fratura do instrumento, fica atrelado ao conhecimento das propriedades mecânicas do instrumento endodôntico, à habilidade e à experiência do profissional. Todavia, podemos afirmar que

quanto menor for o ângulo de rotação aplicado ao cabo do instrumento endodôntico, menor será o seu avanço e, consequentemente, menor será o carregamento (torque) a ele aplicado.

Para instrumentos acionados a motores, o controle da intensidade do torque aplicado ao cabo do instrumento durante a instrumentação de um canal radicular pode ser obtido por meio do emprego de motores elétricos que interrompem o giro quando ocorrer a imobilização do instrumento no interior do canal radicular. O torque preestabelecido pelo fabricante ou programado pelo operador deve ficar aquém do limite máximo de resistência à fratura por torção do instrumento empregado. Todavia, preestabelecer ou programar com precisão esses valores é difícil por diversas razões:

- o operador deve conhecer o valor provável do torque que induz a fratura de cada instrumento endodôntico empregado. Entretanto, esses valores não são informados pelos fabricantes;
- o torque é uma grandeza associada ao raio. Assim tendo os instrumentos endodônticos a haste helicoidal com a forma cônica, o torque passa a ser uma grandeza variável. Consequentemente, o valor do torque é dependente do diâmetro (raio) da haste helicoidal cônica junto ao ponto de imobilização do instrumento no interior de um canal radicular;
- as variações acentuadas entre os diâmetros reais e os nominais propostos pelos fabricantes e os defeitos de acabamento superficial (ranhuras, rebarbas e microcavidades) existentes nos instrumentos endodônticos funcionam como pontos concentradores de tensão, podendo levá-los a uma fratura prematura com níveis de torque abaixo dos previsíveis.

Não se pode negar que equipamentos com torques programados pelo operador ou preestabelecidos pelos fabricantes para acionar os instrumentos endodônticos são um avanço tecnológico. Todavia, em função do exposto, o melhor recurso para se reduzir a ocorrência de fratura por torção de instrumentos endodônticos é sem dúvida mantê-los não imobilizados durante a instrumentação do canal radicular, o que é alcançado com o conhecimento dos princípios mecânicos de instrumentação, com técnica adequada, com habilidade e experiência profissional.

Segundo YARED *et al.* (24), para os profissionais experientes o uso de motores com torques menores do que o limite de resistência à fratura em torção do instrumento empregado não é importante para reduzir a deformação plástica ou a incidência de fratura do instrumento.

Fratura dos Instrumentos Endodônticos por Flexão Rotativa

A fratura por flexão rotativa ocorre quando um instrumento endodôntico (de NiTi ou de aço inoxidável) gira no interior de um canal curvo, estando ele dentro do limite elástico do material. Na região de flexão de um instrumento endodôntico durante a sua rotação são induzidas tensões alternadas trativas e compressivas. A repetição dessas ten-

sões promove mudanças microestruturais cumulativas que induzem a nucleação, crescimento e o coalescimento de trincas, que se propagam até a fratura por fadiga de instrumento endodôntico (15, 19).

A fadiga é importante no sentido de que ela é a maior causa individual de falhas em metais, sendo estimado que ela compreende aproximadamente 90% de todas as falhas metálicas (3). A fratura por flexão rotativa de instrumento de NiTi acionado a motor durante o uso clínico ocorre entre 44 a 91% dos casos de falha (23).

A fratura por fadiga é imprevisível e acontece sem que haja qualquer aviso prévio. A vida em fadiga não depende do torque aplicado ao instrumento endodôntico, mas do número de ciclos e da intensidade das tensões trativas e compressivas aplicadas na área flexionada de um instrumento endodôntico (4, 10, 19). A fratura por flexão rotativa de um instrumento endodôntico no interior de um canal curvo ocorre no ponto máximo de flexão da haste helicoidal cônica do instrumento localizado próximo ao ponto médio do arco (14, 19).

A vida em fadiga de um instrumento endodôntico está relacionada ao número de ciclos necessários para causar a falha (fratura) em um nível de tensão específico. O número de ciclos é obtido pela multiplicação da velocidade de rotação empregada no ensaio pelo tempo para ocorrer a fratura do instrumento endodôntico. É cumulativo e está relacionado com a intensidade das tensões trativas e compressivas impostas na região de flexão rotativa do instrumento endodôntico. A intensidade das tensões é um parâmetro específico para ocorrer a fratura por fadiga de um instrumento endodôntico. Esta relacionada à geometria (forma e dimensões) dos canais e dos instrumentos endodônticos.

O número de ciclos até a fratura por flexão rotativa também esta relacionado à velocidade de rotação e ao acabamento superficial do instrumento endodôntico (Figura 2) (8, 9, 14, 34).

Recomendações Clínicas

Algumas recomendações clínicas devem ser analisadas para minimizar a fratura por flexão rotativa de instrumentos endodônticos, durante o uso clínico (1, 4, 6, 7, 11, 12, 13, 15, 18):

- permanecer o menor tempo possível com o instrumento girando no interior de um canal radicular curvo. O tempo de uso é cumulativo. Quanto menor o tempo que o instrumento fica girando na mesma posição maior a vida em fadiga do instrumento endodôntico;
- manter o instrumento no interior de um canal curvo em constante avanço e retrocesso em sentido apical. Esse procedimento tem como objetivo evitar a concentração de tensão em uma determinada área do instrumento endodôntico. O número de ciclos de um instrumento endodôntico quando movimentado longitudinalmente com avanço e retrocesso (ensaio dinâmico) é maior do que quando o mesmo permanece girando em um canal curvo sem deslocamento longitudinal (ensaio estático). Quanto maior a amplitude do des-

locamento longitudinal, maior será a vida útil a fadiga de um instrumento endodôntico;

- não flambar o instrumento no interior de um canal radicular. Flambagem é a deformação elástica apresentada pelo instrumento endodôntico quando submetido a um carregamento compressivo na direção de seu eixo (axial). Durante esse tipo de carregamento, a ponta do instrumento encurva e forma um arco. Quanto menor o raio do arco menor será o número de ciclo suportado pelo instrumento até a fratura. A flambagem ocorre quando após o alargamento do segmento cervical, um instrumento de NiTi mecanizado de menor diâmetro tenta avançar em sentido apical de um canal radicular;
- quanto menor o raio de curvatura do canal radicular, quanto maior o comprimento do arco, e quanto mais próximo do segmento cervical estiver o arco de um canal curvo, menor será o número de ciclos suportado pelo instrumento até a falha. Nestas condições para instrumento endodôntico de um mesmo número, menor deverá ser a conicidade do instrumento empregado;
- os instrumentos endodônticos devem ser empregados com a menor velocidade de rotação possível. O número de ciclos até a fratura de um instrumento endodôntico diminui com o aumento de velocidade de rotação;
- durante o movimento de retrocesso não pressionar lateralmente (pincelamento) o instrumento contra as paredes de segmentos achatados de canais radiculares. Para executar o movimento de pincelamento, o instrumento endodôntico é submetido à seguinte manobra: rotação contínua à direita

acompanhada simultaneamente de pressão lateral e tração no sentido coronário do dente. Nesta condição o instrumento endodôntico NiTi fica submetido desnecessariamente a um carregamento de flexão rotativa que induz tensões trativas e compressivas na região de maior flexão da haste de corte helicoidal cônica. Consequentemente, o instrumento é submetido indevidamente a tensões trativas e compressivas que são cumulativas, reduzindo a sua vida útil à fadiga;

- acionar os instrumentos endodônticos de NiTi por meio do movimento oscilatório ou alternado. O movimento oscilatório aumenta a vida em fadiga de instrumentos endodônticos de NiTi em comparação com o movimento de giro contínuo obtidos por meio de dispositivos mecânicos. Isso ocorre porque os instrumentos endodônticos de NiTi quando utilizados em canais curvos por meio do movimento oscilatório ficam submetidos a tensões trativas e compressivas menores. Quanto menor a intensidade das tensões, maior será o número de ciclos a fratura por fadiga de um instrumento endodôntico. Em consequência para canais radiculares com curvas muito acentuadas (pequeno raio) é aconselhável acionar os instrumentos endodônticos de NiTi por meio do movimento de alargamento oscilatório obtido manualmente ou por dispositivos mecânicos;

- outra maneira de se reduzir à fratura por flexão rotativa é por meio do descarte preventivo do instrumento antes dele alcançar o limite de vida em fadiga. Todavia, este procedimento eleva o custo do tratamento endodôntico, podendo ser considerado como desvantagem. 

Referências Bibliográficas

1. American Association of Endodontists. Rotary instrumentation: an endodontic perspective. Endodontics Colleagues for Excellence – Published for the dental professional community; 2008.
2. BLUM, J. Y., COHEN, A., MACHTOU, P. *et al.* Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *Int. Endod. J.* 1999; 32 (1): 24-31.
3. CALLISTER JR., W. D. *Ciência e Engenharia de Materiais: uma introdução*. 5. ed., Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora; 2002.
4. CHEUNG, S. P. G. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*. 2009; 16 (1): 1-26.
5. DA SILVA, F. M., KOBAYASHI, C., SUDA, H. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Race rotary instruments and Profiles. *Int. Endod. J.* 2005; 38 (1): 17-21.
6. DE DEUS, G., MOREIRA, E. J. L., LOPES, H. P. *et al.* Extended cyclic fatigue life of F2 Protaper instruments used in reciprocating movement De-Deus *et al.* Cyclic fatigue life of F2 Protaper instrument. *Int. Endod. J.* 2010; 43 (12): 1063-8.
7. DI FIORE, P. M. A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *J. Am. Dent. Assoc.* 2007; 138 (2): 196-201.
8. DIETZ, D. B., DI FIORI, P. M., BAHCALL, J. K. *et al.* Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J. Endod.* 2000; 26 (2): 68-71.
9. GABEL, W. P., HOEN, M., STEIMAN, R. *et al.* Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J. Endod.* 1999; 25 (11): 752-4.
10. HAÏKEL, Y., SERFATY, R., BATEMAN, G. *et al.* Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.* 1999; 25 (6): 434-40.
11. INAN, U., AYDIN, C., TUNCA, Y. M. Cyclic fatigue of Protaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature. *Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2007; 104 (6): 837-40.
12. LI, U. M., LEE, B. S., SHIH, C. T. *et al.* Cyclic fatigue of endodontic nickel-titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J. Endod.* 2002; 28 (6): 448-51.
13. LOPES, H. P., BRITTO, I. M. O., ELIAS, C. N. *et al.* Cyclic fatigue resistance of Protaper Universal instruments when subjected to static and dynamic tests. *Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2010; 110 (3): 401-4.
14. LOPES, H. P., FERREIRA, A. A. P., ELIAS, C. N. *et al.* Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.* 2009; 35 (7): 1013-6.
15. LOPES, H. P., MOREIRA, E. J. L., ELIAS, C. N. *et al.* Cyclic fatigue of Protaper instruments. *J. Endod.* 2007; 33 (1): 55-7.
16. LOPES, H. P., SIQUEIRA JR., J. F. *Endodontia: Biologia e Técnica*. 3. ed., Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 2010.
17. MOUNCE, R. E. New possibilities for managing severe curvature: the Twisted File. *Endo Tribune*. 2008: 9-12.
18. PARASHOS, P., MESSER, H. H. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J. Endod.* 2006; 32 (11): 1031-43.
19. PRUETT, J. P., CLEMENT, D. J., CARNES, D. L. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.* 1997; 23 (2): 77-85.
20. ROWAN, M. B., NICHOLLS, J. I., STEINER, J. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files. *J. Endod.* 1996; 22 (7): 341-5.
21. SERENE, T. P., ADAMS, J. D., SAXENA, A. Nickel-titanium instruments: applications in Endodontics. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica; 1995.
22. SETO, B. G., NICHOLLS, J. I., HARRINGTON, G. W. Torsional properties of twisted and machined endodontic files. *J. Endod.* 1990; 16 (8): 355-60.
23. WEI, X., LING, J., JIANG, J. *et al.* Modes of failure of Protaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J. Endod.* 2007; 33 (3): 276-9.
24. YARED, G. M., BOU DAGHER, F. E., MACHTOU, P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on Profile failures. *Int. Endod. J.* 2001; 34 (1): 47-53.
25. YUN, J., CHEUNG, G. S. P., PARK, J. K. *et al.* Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary file. *J. Endod.* 2011; 37 (3): 382-6.

Recebido em: 26/05/2011 / Aprovado em: 10/06/2011

Hélio Pereira Lopes

Rua Presidente Pedreira, 104/1301 – Ingá/Niterói

Rio de Janeiro/RJ, Brasil - CEP: 24210-470

E-mail: helioplopes@yahoo.com.br