



Influência da conicidade de instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados na falha por torção

The influence of taper on rotatory endodontic NiTi instruments related to torsion failure

Hélio Pereira Lopes

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

Carlos Nelson Elias

Professor do Curso de Mestrado e Doutorado do Instituto Militar de Engenharia (IME)

Marco Aurélio R. Prado

Coordenador do Curso de Especialização em Endodontia da ABO-RJ Regional Barra Mansa/RJ

Marcelo Mangelli D. Batista

Coordenador do Curso de Especialização em Endodontia da FO/UGF

Márcia Valéria B. Vieira

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

Adriana Maria Vieira Silveira

Professora do Curso de Odontologia do Centro Universitário Newton Paiva (MG)

Rivail Antônio Sérgio Fidel

Coordenador do Curso de Mestrado em Endodontia da Uerj

Resumo

O objetivo deste trabalho foi comparar a deflexão angular até a fratura e o torque máximo em torção de instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados de um mesmo número, de um mesmo fabricante de diferentes conicidades. Os instrumentos foram submetidos ao ensaio mecânico de torção à direita. Os valores obtidos foram submetidos à análise estatística e os resultados revelaram que a conicidade das hastes helicoidais dos instrumentos ensaiados influenciaram na deflexão angular até a fratura e no torque máximo suportado pelo instrumento antes da fratura. A deflexão angular aumentou com a redução da conicidade, enquanto o torque máximo diminuiu com a redução desta.

Palavras-chave: fratura por torção; deflexão angular; torque máximo.

Abstract

The aim of this work was to compare the angular deflection at failure and the maximum torque of NiTi rotatory instruments with the same size, same trademark and different tapers. The instruments were submitted to clockwise torsional mechanical tests. The values were submitted to statistical analysis and the results showed that the taper of helical shaft influenced the angular deflection and the maximum torque at failure. The angular deflection increased with the taper reduction, although the maximum torque at failure decreased with the taper reduction.

Keywords: torsion fracture; angular deflection; maximum torque.

Introdução

A fratura de um instrumento endodôntico ocorre quando as tensões e deformações nele aplicadas excedem a capacidade de resistência do material. Normalmente, a fratura dos instrumentos submetidos a um carregamento inicia-se em locais de concentração de tensão. Os mecanismos de fratura envolvem três etapas, a formação (nucleação) de trincas, a propagação de trincas com tamanho maior que o crítico e fratura.

A fratura dos instrumentos endodônticos ocorre por carregamento de torção ou flexão rotativa. Pode ser avaliada e analisada por meio de ensaios mecânicos ou de uso clínico.

De acordo com SATTAPAN *et al.* (9), durante o uso clínico de instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados no preparo de canais radiculares curvos, a fratura por torção ocorreu em 55,7% dos instrumentos e por flexão rotativa (fadiga) em 44,3%. Entretanto, WEI *et al.* (11) observaram em um estudo clínico que a fratura de instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados por fadiga ocorreu em 91% dos casos, por torção em apenas 3% e por combinação de tensões (torção e flexão) em 6% dos casos.

Para ocorrer a fratura por torção é preciso que a ponta do instrumento endodôntico fique imobilizada e na outra extremidade (haste de fixação e acionamento) seja aplicado um torque (força de rotação) superior ao limite de resistência à fratura por torção do instrumento.

Nos ensaios mecânicos de torção realizados no laboratório dois parâmetros são obtidos: deflexão angular até a fratura e torque máximo em torção.

O objetivo deste trabalho foi comparar a deflexão angular até a fratura e o torque máximo em torção de instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados de um mesmo número e de conicidades nominais de 0,02-0,04 e 0,06 mm/mm, de uma mesma marca comercial.

Material e Método

Foram utilizados instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados número 25 e de conicidades nominais de 0,02 - 0,04 e 0,06 mm/mm, com comprimento de 25 mm da marca comercial K³ (Sybron Dental Specialties – Kerr, Vera Cruz, México). Dez instrumentos de cada conicidade nominal foram submetidos ao ensaio de torção. Todos os instrumentos tiveram suas hastes de fixação e acionamento retiradas.

O ensaio de torção empregado foi semelhante ao usado por

SETO *et al.* (10) e ROWAN *et al.* (8). O ensaio de torção consistiu em aplicar uma força de rotação à direita em torno de seu centro de resistência.

A força foi aplicada por meio de uma máquina de ensaio universal (EMIC-DL 10000, Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda., Paraná) que permitiu a monitoração da rotação até a falha e a determinação da força máxima aplicada ao instrumento.

A força máxima corresponde à resistência máxima em torção que o instrumento suporta antes da fratura. Rotação até a fratura corresponde à deformação elástica e plástica ao longo eixo de um instrumento até a fratura por torção (12).

Os instrumentos foram imobilizados a 3 mm da ponta por uma morsa de latão. Para evitar a deformação plástica das hastas helicoidais dos instrumentos ensaiados, as garras da morsa foram recobertas com lâminas de cobre, trocadas a cada dois ensaios mecânicos.

Para impedir a indução de tensão compressiva no instrumento durante o ensaio de torção à direita, empregou-se uma peça metálica em forma de “U” que permitiu o deslizamento da morsa. A outra extremidade do instrumento foi fixada em um mandril existente na haste de rotação de um dispositivo mecânico de rotação. A torção do instrumento foi realizada mediante o enrolamento de um fio de nylon trançado com diâmetro de 0,3 mm na haste de rotação que apresentava raio de 4 mm. Este fio conectava a haste de rotação do dispositivo mecânico a uma célula de carga de 20N acoplada à cabeça de uma máquina de ensaio universal.

A tração do fio foi executada com velocidade de 1 mm/s, in-

duzindo na haste de rotação do dispositivo mecânico um movimento de rotação do instrumento ensaiado igual a 2 rpm. O comprimento útil do corpo-de-prova (instrumento endodôntico) foi de 19 mm, conferidos com o auxílio de um padrão metálico.

A deformação elástica e plástica do instrumento até a fratura e a força máxima suportada pelo instrumento antes da fratura foram registradas continuamente por um microcomputador acoplado a máquina de ensaio universal.

A força máxima foi convertida em torque máximo via fórmula:

$$\bullet \text{ Torque máximo} = \text{Força máxima} \times \text{Raio da haste de rotação}$$

A deformação em torção até a fratura foi convertida em deflexão angular até a fratura (graus) via fórmula:

$$\bullet \text{ Deflexão angular até a fratura (graus)} = \text{deformação até a fratura} \times 360/2\delta R$$

$$\bullet \text{ Deflexão angular até a fratura (número de voltas)} = \text{Deflexão angular até a fratura em graus}/360$$

Os valores obtidos foram submetidos à análise estatística por meio da análise de variância ao nível de significância de 5% e do teste de comparações múltiplas de Student-Newman-Kells a 5%.

Resultados

As médias das deflexões angulares até a fratura e dos torques máximos em torção suportados pelos instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados K³ de números 25 e de conicidades nominais de 0,02-0,04 e 0,06 mm/mm estão representadas nas tabelas I e II.

Tabela I. Médias e desvio padrão (DP) das deformações e das deflexões angulares (graus e números de voltas)

Instrumentos K ³ número/conicidade	Nº de instrumentos	Deformação (mm)	Deformação (mm)	
25/0,02	10	98,63 (10,92)	98,63 (10,92)	1413,49
25/0,04	10	70,59 (14,79)	70,59 (14,79)	1011,64
25/0,06	10	65,75 (7,69)	65,75 (7,69)	942,28

Tabela II. Médias das forças máximas (DP) e dos torques máximos

Instrumentos K ³ número/conicidade	Nº de instrumentos	Força máxima (gf)	Torque máximo (gf.mm)
25/0,02	10	154,8 (8,34)	619,2
25/0,04	10	196,4 (15,99)	785,6
25/0,06	10	337,3 (38,74)	1349,2

A análise estatística por meio do teste SNK a 5% revelou que os instrumentos K³ de conicidade 0,02 mm/mm apresentaram deflexão angular até a fratura estatisticamente maiores do que os de conicidades 0,04 e 0,06 mm/mm. A comparação entre os instrumentos K³ de conicidades 0,04 e 0,06 mm/mm não apresentou diferença significativa ($p < 0,01$).

Para os instrumentos K³ de número 25, a deflexão angular até a fratura diminuiu com o aumento da conicidade.

Percentualmente, a deflexão angular até a fratura dos instrumentos K³ de conicidade 0,02 mm/mm é 40% maior do que o de conici-

dade 0,04 mm/mm e de 50% maior do que o de conicidade 0,06 mm/mm.

A análise estatística por meio do teste SKN a 5% revelou que os instrumentos K³ de conicidade 0,06 mm/mm apresentaram torque máximo em torção estatisticamente maiores do que os de conicidades 0,04 e 0,02 mm/mm. A comparação entre os instrumentos 0,04 e 0,02 mm/mm também apresentou diferença significativa ($p < 0,01$).

Para os instrumentos K³ de número 25, o torque máximo em torção aumentou com o aumento da conicidade.

Percentualmente, o torque máximo em torção dos instrumentos K³ de conicidade 0,06 mm/mm é de 72% maior do que o de conicidade 0,04 mm/mm e de 120% maior do que o de conicidade 0,02 mm/mm.

A fratura dos instrumentos K³ ensaiados ocorreu sempre junto ao ponto de imobilização, ou seja, a 3 mm da ponta.

Discussão

A metodologia usada no ensaio de torção foi semelhante a empregada em outros trabalhos (5, 8, 10).

A incidência de falha de um instrumento endodôntico de NiTi mecanizado por torção ou por flexão rotativa durante o uso clínico é contraditória (9, 11). Além disso, a análise do tipo de fratura de um instrumento endodôntico de NiTi mecanizado por meio de uso clínico é de valor mecânico limitado. Isso porque nos estudos clínicos é impossível eliminar as variáveis advindas das condições anatômicas dos canais radiculares (comprimento do canal, raio de curvatura do canal e comprimento e localização do arco do canal). Tam-

bém, devido às combinações de tensões que ocorrem durante a instrumentação de canais radiculares, é extremamente difícil classificar e explicar o tipo de fratura dos instrumentos endodônticos.

A fratura por fadiga tem como característica a ausência de grandes áreas com deformação plástica macroscópica associada à falha (1, 2, 4).

A fratura por torção é de natureza dúctil e pode ser reconhecida pela deformação plástica das hélices dos instrumentos. Pode ser influenciada por diversos fatores incluindo o diâmetro (número), a conicidade, a área da seção reta transversal, o diâmetro do núcleo, a natureza da liga metálica, o sentido de rotação e a presença de defeitos superficiais associados ao processo de fabricação dos instrumentos endodônticos (6, 8, 9, 10).

Este estudo teve como objetivo principal avaliar a influência das conicidades de um mesmo instrumento endodôntico de NiTi mecanizado (K³), quanto à deflexão angular até a fratura e o torque máximo suportado pelo instrumento antes da fratura por torção.

A deflexão angular até a fratura determina o número máximo de voltas que o instrumento endodôntico resiste até a fratura. Representa a rotação de um instrumento na região elástica e plástica (distorção) do material até a fratura. Pode ser quantificada em graus ou número de voltas (4, 5, 6, 8, 10).

Os resultados desse estudo revelaram que os instrumentos endodônticos ensaiados de menor conicidade apresentaram maior deflexão angular até a fratura.

O torque máximo (limite de resistência à fratura em torção) determina a força máxima que o

instrumento endodôntico resiste antes da fratura (4, 5, 6, 8, 10). Os resultados desse estudo revelaram que os instrumentos endodônticos ensaiados de maior conicidade apresentaram maior torque máximo em torção.

Para alguns autores (1, 2, 4, 8, 10, 12), na falha por torção, o principal parâmetro é a deflexão angular até a fratura e não o torque máximo. Isso porque durante o uso clínico, esse parâmetro (deflexão angular) funciona como fator de segurança. Quanto maior a deflexão angular de um instrumento, maior será a sua deformação elástica e plástica (número de voltas) antes de atingir o início da fratura. Esse comportamento do material atua como um fator de segurança, por que:

- o torque aplicado ficará aquém do limite de resistência do material à fratura por torção;
- a presença de deformação plástica (distorção 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, permitindo que medidas preventivas sejam tomadas (5, 6).

Instrumentos que apresentaram deformação plástica devem ser descartados antes de a falha (fratura) ocorrer. A deformação plástica também permite ao profissional o ajuste no avanço do instrumento no interior do canal e na correção do torque a ser aplicado em um novo instrumento empregado na instrumentação de um canal radicular. Essas medidas têm como objetivo evitar a imobilização, a deformação plástica e a fratura de um novo instrumento empregado na instrumentação.

Diante de canais com anatomias complexas é importante

que o profissional retire e examine o instrumento do interior de um canal com maior frequência para evitar que a continuidade do carregamento ultrapasse o limite máximo de deflexão angular do instrumento empregado.


Os resultados desse estudo revelaram que os instrumentos endodônticos ensaiados de menor conicidade apresentaram maior deflexão angular até a fratura. Isso permite afirmar que durante o uso clínico os instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados K³ de número 25 e conicidade 0,02 mm/mm são mais seguros do que de conicidades 0,04 e 0,06 mm/mm.

Quanto à importância do torque máximo determinado por meio de um ensaio mecânico em torção, podemos afirmar que esse parâmetro fornece ao profissional o torque máximo que pode ser aplicada ao instrumento endodôntico antes de a fratura ocorrer. Esse valor é fundamental: no estudo comparativo da resistência à fratura por torção entre os diversos instrumentos endodônticos; na seleção da liga metálica usada na fabricação do instrumento endodôntico; no ajuste de torque de motores elétricos que possuem valores programados ou pré-selecionados para cada instrumento endodôn-

tico. Nesses motores o torque utilizado deve ficar aquém do limite de resistência à fratura por torção do instrumento.

Conclusão

Diante da metodologia empregada e dos resultados obtidos podemos concluir que:

- a deflexão angular dos instrumentos ensaiados aumentou com a diminuição da conicidade da haste de corte helicoidal cônica;
- o torque máximo em torção dos instrumentos ensaiados aumentou com o aumento da conicidade da haste de corte helicoidal cônica. 

Referências Bibliográficas

1. CALLISTER JR., W. D. *Ciência e Engenharia de Materiais: uma introdução*. 5. ed., Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora, 2002.
2. CETLIN, P. R., SILVA, P. S. P., PENNA, J. A. *Análise de fraturas*. São Paulo: Associação Brasileira de Metais, 1988.
3. CHEUNG, S. P. G. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontics Topics*, v.16, p.1-26, 2009.
4. ELIAS, C. N., LOPES, H. P. *Materiais dentários. Ensaaios mecânicos*. São Paulo: Livraria Santos, 2007.
5. LOPES, H. P., ELIAS, C. N., SIQUEIRA JR., J. F. Fratura por torção das limas endodônticas de aço inoxidável. *RBO*, v. 57, n. 3, p. 142-6, 2000.
6. LOPES, H. P., SIQUEIRA JR., J. F. *Endodontia: Biologia e Técnica*. 3. ed., Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2010.
7. PETERS, O. A., PAQUÉ, F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: A review. *Quintessence International*, v. 41, p. 479-88, 2010.
8. ROWAN, M. B., NICHOWS, J. I., STEINER, J. Torsional properties of stainless and nickel-titanium endodontic files. *J. Endod.*, v. 22, p. 341-5, 1996.
9. SATTAPAN, B., PALAMARA, J., MESSER, H. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J. Endod.*, v. 26, p. 156-60, 2000.
10. SETO, B. G., NICHOLLS, J. I., HARRINGTON, G. W. Torsional properties of twisted and machined endodontic files. *J. Endod.*, v. 16, p. 355-60, 1990.
11. WEI, X., LING, J., HANG, J. et al. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J. Endod.*, v. 33, p. 276-9, 2007.
12. WOLCOTT, J., HIMMEL, V. T. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *J. Endod.*, v. 23, p. 217-20, 1997.

Recebido em: 30/09/2010
Aprovado em: 14/10/2010

Hélio Pereira Lopes
Rua Presidente Pedreira, 104/1301 – Ingá/Niterói
Rio de Janeiro/RJ, Brasil - CEP: 24210-470
Email: helioplopes@yahoo.com.br