



Influência da velocidade de rotação no número de ciclos para a fratura de instrumentos endodônticos ProTaper Universal S2

Influence of rotation speed on the number of cycles to fracture engine-driven ProTaper Universal S2

Hélio Pereira Lopes

Professor do Curso de Mestrado da Unesa

Izabelle Maria Oliveira de Brito

Mestre em Endodontia pela Unesa

Carlos Nelson Elias

Professor Doutor do Departamento de Engenharia de Materiais do Instituto Militar de Engenharia (IME)

Júlio Cezar Machado de Oliveira

Coordenador Adjunto do Curso de Mestrado em Odontologia da Unesa

Edson Jorge Lima Moreira

Professor Adjunto Doutor de Endodontia da Unigranrio

José Freitas Siqueira Jr.

Coordenador do Curso de Mestrado em Odontologia da Unesa

Mônica Aparecida Schultz Neves

Professora do Curso de Especialização de Endodontia da Unesa

Resumo

O presente trabalho avaliou a influência da velocidade de rotação no número de ciclos necessários para fraturar instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados. Instrumentos ProTaper Universal S2 de 25 mm de comprimento a 300 e 600 rpm foram usados em um canal curvo. Os resultados indicaram que o número de ciclos requerido para causar a fratura foi influenciado pela velocidade de rotação.

Palavras-chave: velocidade de rotação; fratura por fadiga; níquel-titânio; instrumento rotatório.

Abstract

This study evaluated the influence of rotational speed in the number of cycles required to fracture engine-driven NiTi endodontic instruments. ProTaper Universal S2 instruments 25mm in length at 300 and 600 rpm were used in an artificial curved canal. The results indicated that the number of cycles required to cause the fracture was influenced by the speed of rotation.

Keywords: speed of rotation; fatigue fracture; fracture; nickel-titanium; rotary instrument.

Introdução

A maior preocupação no uso de instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados com rotação contínua, independentemente da marca comercial, tem sido a fratura por fadiga de baixo ciclo (10^4 ciclos) quando submetidos à flexão rotativa em canais curvos (1, 16).

A resistência à fratura por fadiga de baixo ciclo refere-se ao número de ciclos que o instrumento endodôntico é capaz de resistir em uma determinada condição de carregamento (13, 18). O número de ciclos até a fratura é acumulativo e pode ser obtido pela multiplicação da velocidade de rotação pelo tempo decorrido até a fratura por fadiga ocorrer (6, 9, 18).

Existem algumas controvérsias sobre o efeito da velocidade de rotação na fratura por flexão rotativa de instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados. Para ZELADA *et al.* (19) e KITCHENS *et al.* (11), o número de ciclos para ocorrer a fratura por fadiga de um instrumento endodôntico de NiTi mecanizado não está relacionado com a velocidade de rotação empregada, isto porque o aumento da velocidade diminui o tempo para ocorrer a falha.

Segundo PARASHOS & MESSER (15), o efeito da velocidade parece incerto quanto ao número de ciclos até a fratura. Isto pode ser explicado devido a variações nas condições do ensaio, diferentes operadores e diferentes tipos de instrumentos. Entretanto em alguns estudos (3, 4, 7), a probabilidade de ocorrer a fratura de um instrumento endodôntico é menor quando acionado a velocidades menores.

Para LOPES *et al.* (13), o número de ciclos para ocorrer a fratura por fadiga dos instrumentos ProTaper Universal F3 e F4, quando testados em flexão rotativa em um canal artificial curvo, diminui com o aumento da velocidade empregada.

O objetivo deste trabalho foi de investigar se o número de ciclos para a fratura de instrumentos endodônticos ProTaper Universal modeladores S2, quando submetidos a um carregamento de flexão rotativa, é influenciado pela velocidade de rotação empregada.

Material e Método

Para este estudo foram utilizados 24 instrumentos endodônticos de NiTi, S2 do Sistema ProTaper Universal (Dentsply, Maillefer SA., Ballaigues, Suíça) com diâmetro D0 ISO 0,20 mm, de 25 mm de comprimento útil.

Foi utilizado um canal metálico obtido a partir da conformação de um tubo cilíndrico de aço inoxidável com diâmetro externo de 4 mm, diâmetro interno de 1,4 mm, comprimento total de 19 mm, sendo a parte reta maior com 7 mm, a parte curva de 9 mm (arco), a parte reta menor com 3 mm e o raio de curvatura de 6 mm. O raio de curvatura do arco foi medido levando-se em consideração a superfície côncava do interior do tubo (Figura 1).

No ensaio de flexão rotativa utilizou-se um aparelho confeccionado em aço inoxidável composto de uma base quadrada e de uma haste vertical. A haste vertical possuía um dispositivo fixar e movimentar o conjunto micromotor/contra-ângulo. Na base havia uma morsa para mobilizar o tubo de aço inoxidável. Um rasgo feito na base do aparelho possibilitou movimentar a morsa na direção horizontal, com o objetivo de permitir a coincidência entre os eixos do instrumento e da parte reta do canal artificial (14).

Durante o ensaio, o canal de aço foi preenchido com glicerina líquida através de uma agulha acoplada à uma seringa tipo Luer com o objetivo de reduzir o atrito do instrumento com a parede do canal e a liberação de calor.

Cada instrumento foi posicionado no contra-ângulo com redução de velocidade de 16:1 (Nouvag AG/AS/LTD, Suíça) e introduzido no canal até a ponta tocar em um anteparo posiciona-

do na extremidade do canal. Este anteparo era depois removido e tinha como objetivo padronizar a distância de penetração do instrumento no interior do canal.

A seguir, os instrumentos foram acionados com rotação à direita em velocidades nominais de 300 e 600 rpm por meio de um micromotor elétrico TC- Motor 3000 (Nouvag AG/AS/LTD, Suíça). O tempo para ocorrer a fratura foi cronometrado por um mesmo operador (cronômetro digital Leroy, USA). O tempo de fratura considerado foi a constatação visual da ocorrência de ruptura do instrumento.

O número de ciclos foi obtido pela multiplicação da velocidade de rotação (por segundos) pelo tempo (em segundos) decorrido até a fratura de cada instrumento.

Os dados obtidos em relação ao número de ciclos até a fratura dos instrumentos ProTaper Universal S2 em função das velocidades de rotação empregados foram tratados estatisticamente pelo teste t de Student.

Resultados

Os dados relativos ao ensaio de flexão rotativa usando-se o instrumento ProTaper Universal S2 são apresentados na tabela I.

Tabela I. Tempo em segundos, número de ciclos para a fratura (NCF), média e desvio padrão (DP) dos dados obtidos nos ensaios de flexão rotativa a 300 e 600 rpm com o instrumento ProTaper Universal S2

Velocidade rpm	Nº de instrumentos	Tempo (s)	NCF
300	12	69,6 (16,19)	348 (80,94)
600	12	29,6 (9,84)	296 (49,19)

Para a comparação do número de ciclos necessários a fratura (NCF) dos instrumentos ProTaper S2 entre as duas velocidades ensaiadas foi empregado o teste t de Student (paramétrico) com nível de significância de 5%, revelando que o NCF foi maior quando se emprega a velocidade de 300 rpm no ensaio ($p < 0,001$).

Os resultados obtidos no ensaio de flexão rotativa mostraram que os instrumentos ProTaper Universal S2 fraturaram com valor médio de ciclos maior quando acionados em menor velocidade do que quando acionados a uma velocidade maior.

Discussão

O dispositivo usado teve como objetivo principal eliminar a interferência do operador na indução de tensões sobre os instrumentos endodônticos, durante a execução do ensaio de flexão rotativa (7, 8, 11, 12, 16).

O canal artificial empregado teve como objetivo padronizar o comprimento total do canal, o comprimento do raio de curvatura e a posição e o comprimento do arco. O diâmetro interno do canal artificial, sendo maior do que o instrumento endodôntico, e a lubrificação usada permitiram que o instrumento, durante o ensaio de flexão rotativa, girasse sem resistência significativa no interior do canal (9, 10, 12, 16).

A resistência à fratura por fadiga de instrumentos endodônticos

de NiTi mecanizados, quando submetidos a um carregamento por flexão rotativa, tem sido relacionado ao tempo decorrido até a fratura (8) e a velocidade de rotação empregada (3, 4, 7). Para esses autores, a probabilidade de ocorrer a fratura é menor quando os instrumentos endodônticos são acionados a velocidades menores. Todavia, a resistência à fratura por fadiga de um instrumento endodôntico é quantificada pelo número de ciclos (vida útil) que um instrumento é capaz de resistir em uma determinada condição de carregamento (6, 9, 12, 18). Assim, a velocidade de rotação não deveria afetar o número de ciclos até a fratura, a menos que outros fatores estejam operando durante o ensaio mecânico ou durante o uso clínico. Isto porque velocidades maiores reduzem o tempo requerido para alcançar o número de ciclos até a fratura (2, 11, 16, 19).

Os resultados obtidos neste estudo mostraram que o número de ciclos até a fratura por fadiga dos instrumentos endodônticos ProTaper Universal S2 diminuiu com o aumento da velocidade empregada.

Isto pode ser explicado pelo fato de saber-se que o número de ciclos da liga NiTi esta adversamente relacionado à temperatura: quanto maior a temperatura menor o número de ciclos até a fratura (1, 5, 17). No caso de uma carga cíclica de frequência menor (menor velocidade), o calor oriundo da formação da martensita induzida por tensão estará envolvido em uma escala menor (5, 17) e haverá tempo para a dissipação do calor na área circundante do instrumento que explicaria um número de ciclos maior para uma velocidade de rotação menor.

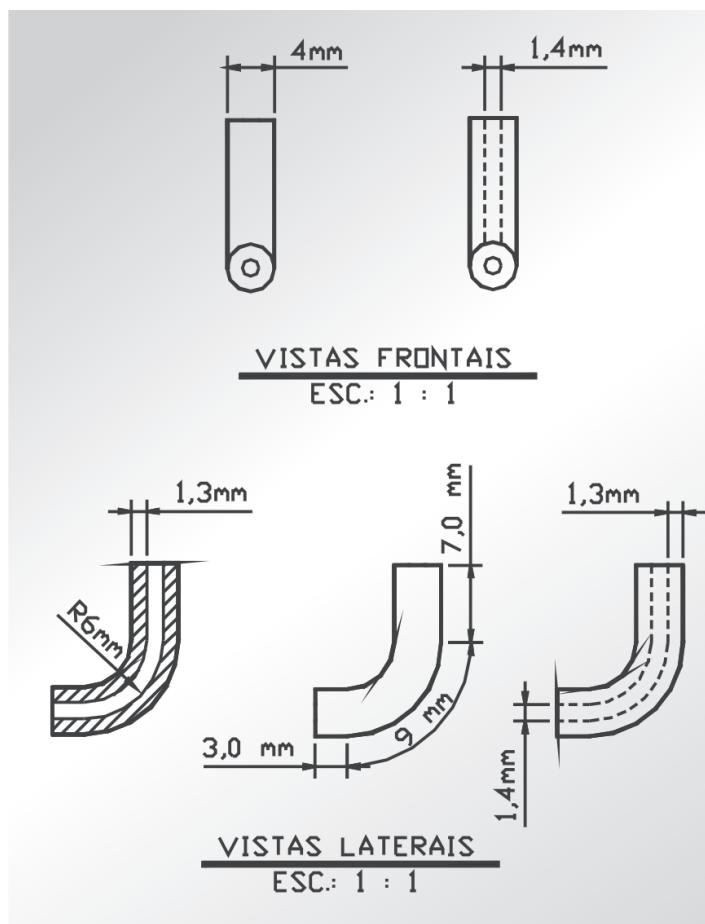


Figura 1. Desenho esquemático do canal artificial empregado

Conclusão

O número de ciclos para ocorrer a fratura por fadiga dos instrumentos endodônticos ProTaper Universal S2, quando submetidos à flexão rotativa em um canal artificial curvo, diminuiu significativamente com o aumento da velocidade de rotação empregada.

Referências Bibliográficas

1. CHEUNG, G. S. P. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments and clinical outcomes. *Endodontic Topics*. J., v. 12, p. 1-26, 2009.
2. COURTNEY, T. H. *Mechanical Behavior of materials*. USA: Mc Grow Hill, 1990.
3. DAUGHERTY, D. W., GOUND, T. G., COMER, T. L. Comparison of fracture rate, deformation rate and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm 350 rpm. *J. Endod.*, v. 27, p. 93-5, 2001.
4. DIETZ, D. B., DI FIORE, P. M., BAHCALL, J. K. *et al.* Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J. Endod.*, v. 26, p. 68-71, 2000.
5. EGGELER, G., HORNBOGEN, E., YAWNY, A. *et al.* Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Mat. Scien. Eng.*, v. 378, p. 24-33, 2004.
6. FIFE, D., GAMBARINI, G., BRITTO, L. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, v. 97, p. 251-6, 2004.
7. GABEL, W. P. HOEN, M., STEIMAN, R. *et al.* Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J. Endod.*, v. 25, p. 752-4, 1999.
8. HAIKEL, Y., SERFATY, R., BATERMAN, G. *et al.* Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.*, v. 25, p. 434-40, 1999.
9. HANI, O. F., SALAMEH, Z., AL-SHALAN, T. *et al.* Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J. Endod.*, v. 33, p. 737-41, 2007.
10. 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 Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, v. 104, p. 837-40, 2007.
11. KITCHENS, G. G. JR., LIEWEHR, F. R., MOON, P. C. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J. Endod.*, v. 33, p. 52-4, 2007.
12. LOPES, H. P., MOREIRA, E. J. L., ELIAS, C. N. *et al.* Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J. Endod.*, v. 33, p. 55-7, 2007.
13. 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.*, v. 35, p. 1013-6, 2009.
14. MOREIRA, E. J. L., LOPES, H. P., ELIAS, C. N. *et al.* Fratura por flexão em rotação de instrumentos endodônticos de NiTi. *RBO*, v. 59, p. 412-4, 2002.
15. PARASHOS, P., MESSER, H. H. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J. Endod.*, v. 32, p. 1031-43, 2006.
16. PRUETT, J. P., CLEMENT, D. J., CARNES, D. L. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.*, v. 23, p. 77-85, 1997.
17. TOBUSHI, H., NAKAHARA, T., SHIMENO, Y. *et al.* Low-cycle fatigue of Ti Ni shape memory alloy and formulation of fatigue life. *J. Eng. Mat. Tech.*, v. 122, p. 186-91, 2000.
18. YAO, J. H., SCHWARTZ, S. A., BEESON, T. J. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J. Endod.*, v. 32, p. 55-7, 2006.
19. ZELADA, G., VARELA, P., MARTIN, B. *et al.* The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J. Endod.*, v. 28, p. 540-2, 2002.

Recebido em: 30/09/2009
Aprovado em: 28/10/2009

Hélio Pereira Lopes
Rua Presidente Pedreira, 104/1301 - Ingá
Niterói/RJ, Brasil - CEP: 24210-470
E-mail: helioplopes@yahoo.com.br