

Influência da velocidade de rotação no número de ciclos para a fratura de instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados

Influence of rotation speed on the number of cycles to fracture engine-driven NiTi endodontic instruments

Hélio Pereira Lopes

Livre Docente em Endodontia pela Uerj
Professor do Curso de Mestrado da Unesa

Alessandra Afonso Pinto Ferreira

Mestre em Endodontia pela Unesa

Edson Jorge Lima Moreira

Professor Adjunto Doutor de Endodontia da Unigranrio

Júlio Cezar Oliveira Machado

Professor Doutor 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 F3 de 25mm de comprimento a 300 e 600 rpm foram usados em um canal artificial curvo. As superfícies de fratura e as hastes helicoidais dos instrumentos fraturados foram analisadas usando um microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os resultados indicaram que o número de ciclos requerido para causar a fratura foi influenciado pela velocidade de rotação. A morfologia da superfície de fratura apresentou característica do tipo dúctil e não ocorreu deformação plástica na haste helicoidal dos instrumentos fraturados.

Palavras-chave: velocidade de rotação; fratura por fadiga; fratura; 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 F3 instruments 25mm in length at 300 and 600 rpm were used in an artificial curved canal. The surfaces of fracture and the helical shaft of the fractured instruments were analyzed using a scanning electron microscope (SEM). The results indicated that the number of cycles required to cause the fracture was influenced by the speed of rotation. The morphology of the fracture surface showed ductile type characteristics and there was no plastic deformation in the helical shaft of the instruments fractured.

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

Introdução

A fratura de instrumentos endodônticos de níquel-titânio (NiTi) mecanizados ocorre por torção ou por flexão rotativa.

A maior preocupação no uso de instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados, independentemente da marca comercial, é a fratura por fadiga de baixo ciclo, que ocorre quando o instrumento é submetido a um carregamento por flexão rotativa no interior de um canal curvo.

A resistência à fratura por fadiga de um instrumento endodôntico pode ser mensurada por meio de ensaio mecânico de flexão rotativa (8, 12, 15). Quando um instrumento endodôntico, dentro do limite elástico, gira no interior de um canal curvo ocorre um carregamento mecânico, representado por tensões alternadas trativas e compressivas. A repetição cíclica desse carregamento induz à fratura do instrumento por fadiga de baixo ciclo. A fratura por fadiga é considerada de baixo ciclo quando ela ocorre abaixo de 10^4 ciclos. Está associada com cargas relativamente altas e apresenta vida útil em fadiga curta (1).

A resistência à fratura por fadiga refere-se ao número de ciclos que um instrumento é capaz de resistir sob uma determinada condição de carregamento. Assim, o número de ciclos até a falha é acumulativo e pode ser obtido pela multiplicação da velocidade de rotação pelo tempo decorrido até a fratura por fadiga ocorrer (6, 9, 16).

Para ZELADA *et al.* (18) 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 e MESSER (14), o efeito da velocidade pareceu 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.

O objetivo deste estudo foi avaliar se a velocidade de rotação de um instrumento endodôntico de NiTi mecanizado, quando submetido ao ensaio de flexão rotativa, tem influência no número de ciclos para ocorrer a fratura por fadiga do instrumento ensaiado. A característica morfológica das superfícies fratura-

das e a haste helicoidal dos instrumentos foram analisadas usando um microscópio eletrônico de varredura.

Material e Método

Vinte instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados Protaper Universal F3 (Maillefer SA, Ballaigues, Suíça), de 25 mm de comprimento, foram utilizados neste estudo. Dez instrumentos de cada grupo foram ensaiados nas velocidades de rotação de 300 rpm e 600 rpm.

O canal artificial foi feito por conformação de um tubo cilíndrico de aço inoxidável, tendo diâmetro interno de 1,50 mm, comprimento total de 20 mm e arco na ponta com raio de curvatura de 6,0 mm. O arco mediu 9,4 mm e a parte reta 10,6 mm. O raio de curvatura do arco foi medido levando-se em consideração a superfície côncava do interior do tubo (Figura 1).

Foi utilizado para o ensaio de flexão rotativa um aparelho confeccionado em aço inoxidável composto de uma base quadrada e de uma haste vertical. A haste vertical possuía um dispositivo para fixar e movimentar o conjunto micromotor/ contra-ângulo. Na base havia uma morsa para imobilizar 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 eixos, do instrumento e da parte reta do canal artificial (13).

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 um anteparo posicionado 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 da 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 F3 em função das velocidades de rotação empregadas foram tratados estatisticamente pelo teste não-paramétrico de Mann-Whitney.

As superfícies de fratura e as hastes helicoidais

dos instrumentos fraturados foram analisadas por meio de um microscópio eletrônico de varredura (JEOL, YSM 5800, Japão) para se determinar o modo de fratura.

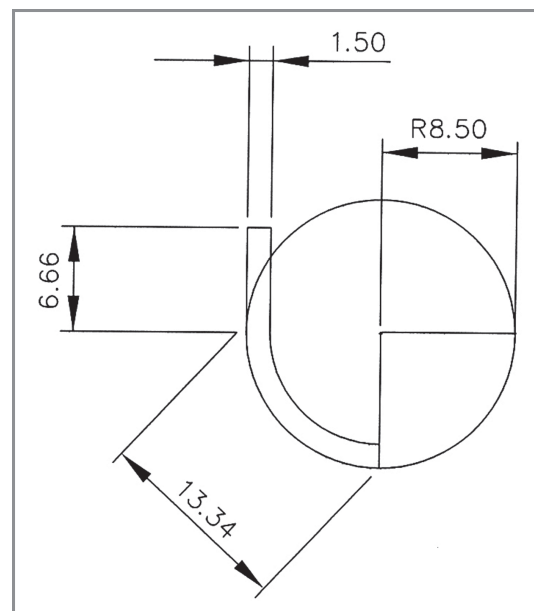


Figura 1. Desenho esquemático do canal usado no ensaio de flexão rotativa

Tabela. Média (DP) do tempo e do número de ciclos para ocorrer a fratura por fadiga dos instrumentos Protaper Universal F3

Velocidade rpm	Nº de instrumentos	F3	
		Tempos (s)	NCF
300	10	76 (8,42)	380 (42,10)
600	10	27 (4,64)	270 (46,43)

A análise estatística usando o teste não-paramétrico de Mann-Whitney com nível de significância de 5% mostrou que houve diferença significativa no número de ciclos até a fratura dos instrumentos F3 em relação às velocidades de rotação empregadas.

Os resultados obtidos mostraram que o número de ciclos até ocorrer a fratura dos instrumentos Protaper Universal F3 aumentou, quando os instrumentos foram acionados com velocidades de rotação menores.

A análise por meio do MEV demonstrou que as superfícies fraturadas tinham características morfológicas do tipo dúctil. Com pequenos aumentos não ocorreu deformação plástica nas hastes helicoidais dos instrumentos fraturados (Figuras 2 A e 2B).

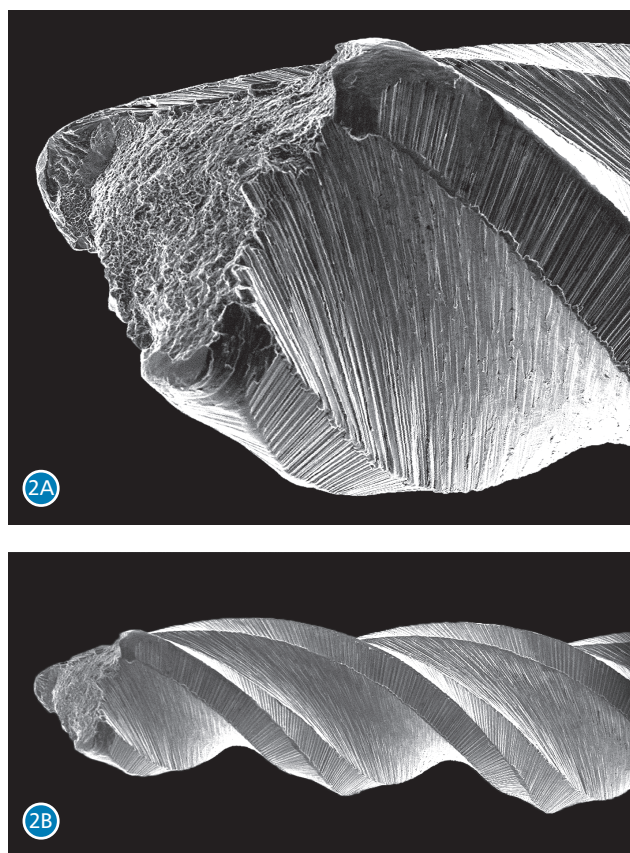


Figura 2A. Superfície de fratura com características morfológicas de fratura dúctil; **2B.** ausência de deformação plástica na haste helicoidal do instrumento

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, 13).

O canal artificial empregado teve como objetivo padronizar o comprimento total do canal, o comprimento do raio de curvatura e o comprimento do arco. O diâmetro interno do canal artificial, sendo maior do que o do instrumento endodôntico, e a lubrificação usada permitiram o instrumento, durante o ensaio de flexão rotativa, girar sem resistência significante no interior do canal (9, 10, 12, 15).

A resistência à fratura por fadiga de instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados, quando submetidos a um carregamento por flexão rotativa, tem sido quantificada pelo tempo decorrido até a fratura (8). Para muitos autores, o tempo decorrido até a fratura está relacionado à velocidade de rotação imposta no instrumento, sendo que a probabilidade de ocorrer a fratura é menor quando os instrumentos endodônticos são acionados a ve-

locidades mais baixas (3, 4, 7, 17). Entretanto, a resistência à fratura por fadiga de um instrumento é quantificada pelo número de ciclos (vida útil) que um instrumento é capaz de resistir em uma determinada condição de carregamento (6, 9, 12, 16). Para diversos autores, a velocidade de rotação não tem significado sobre o número de ciclos para a fratura por fadiga de um instrumento. Isto porque velocidades maiores reduzem o tempo requerido para alcançar o número de ciclos até a fratura (2, 11, 15, 18).

Os resultados obtidos neste estudo mostraram que o número de ciclos até a fratura por fadiga dos instrumentos endodônticos Protaper Universal F3 diminuiu significativamente com o aumento da velocidade empregada.

Para EGGER *et al.* (5), o efeito da velocidade de rotação na fratura de um corpo-de-prova de NiTi está relacionado a produção de calor durante a formação da martensita induzida por tensão. Para formar a martensita, a interface austenita-martensita tem que se mover e esse movimento dissipa energia e produz calor. Velocidades maiores produzem mais calor do que velocidades menores e com isso aumenta mais rapidamente a temperatura do corpo-de-prova de NiTi, que leva ao rápido aumento da tensão na superfície fazendo com que a fratura por fadiga ocorra precocemente. Informaram também, que durante o carregamento cíclico são acumuladas tensões residuais, devido às transformações e reversões de martensita induzida por deformação. Esta transformação martensita induzida por deformação e o mecanismo de deformação alteram o comportamento da liga NiTi na fadiga.

Na análise pelo MEV, não se observou deformação plástica macroscópica na haste helicoidal dos instrumentos fraturados por fadiga.

A superfície de fratura dos instrumentos ensaiados apresentou características morfológicas do tipo dúctil.

Conclusão

O número de ciclos para ocorrer a fratura por fadiga dos instrumentos endodônticos Protaper Universal F3, quando usados em flexão rotativa em um canal artificial curvo, diminuiu com o aumento da velocidade empregada. Nenhuma deformação plástica ocorreu na haste helicoidal dos instrumentos endodônticos fraturados. A superfície de fratura apresentou características morfológicas do tipo dúctil.

Referências Bibliográficas

1. CALLISTER JR., W. D. *Materials science and engineering: An introduction*. John Wiley & Sons, 2000.
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 and 350 rpm. *J. Endod.*, v. 27, p. 93-95, 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., HORNBOKEN, E., YAWNY, A. *et al.* Strutural 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. 251-256, 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. 752-754, 1999.
8. HAÏKEL, Y., SERFATY, R., BATERMAN, G. *et al.* Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.*, v. 25, p. 434-440, 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. 737-741, 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. 837-840, 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. 52-54, 2007.
12. LOPES, H. P., MOREIRA, E. J. L., ELIAS, C. N. *et al.* Cyclic fatigue of Protaper instruments. *J. Endod.*, v. 33, p. 55-57, 2007.
13. 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. 412-414, 2002.
14. PARASHOS, P., MESSER, H. H. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J. Endod.*, v. 32, p. 1031-1043, 2006.
15. 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.
16. 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. 55-57, 2006.
17. YARED, G. M., BOU DAGHER, F. E., MACHTOU, P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int. Endod. J.*, v. 34, p. 47-53, 2001.
18. ZELADA, G., VARELA, P., MARTÍN, 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. 540-542, 2002.

Recebido em: 06/06/2008

Aprovado em: 11/07/2008

Hélio Pereira Lopes

Rua Presidente Pedreira, 104/1301 – Ingá

Niterói/RJ - CEP: 24210-470

E-mail: helioplopes@yahoo.com.br