

## Resistência à fadiga flexural de instrumentos rotatórios de níquel-titânio de diferentes características geométricas antes e após o uso

Cláudia Pires ROTHBARTH<sup>a</sup>, Oscar Faciola PESSOA<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Professora do Curso de Odontologia, UFPA – Universidade Federal do Pará, 66075-900 Belém - PA, Brasil

<sup>b</sup>Professor do Curso de Odontologia, Centro Universitário do Pará, UFPA – Universidade Federal do Pará, 66075-900 Belém - PA, Brasil

Rothbarth CP, Pessoa OF. Flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments of different geometric characteristics before and after use. Rev Odontol UNESP. 2010; 39(2): 89-94.

### Resumo

Este estudo avaliou a resistência à fadiga flexural de instrumentos rotatórios de níquel-titânio de diferentes características geométricas, antes e após o uso em canais artificiais. Foram selecionados instrumentos rotatórios dos sistemas Race (FKG Dentaire) e K3 (SybronEndo) com diâmetro de ponta de 0,25 mm, conicidade 0,04 e 25 mm de comprimento. Os instrumentos foram divididos em quatro grupos (n = 12 cada grupo), totalizando 48 instrumentos, como segue: Grupo Controle 01 (GC 01), instrumentos Race sem uso; Grupo Controle 02 (GC 02), instrumentos K3 sem uso; Grupo Experimental 01 (GE 01), instrumentos Race de cinco usos, e Grupo Experimental 02 (GE 02), instrumentos K3 de cinco usos. A simulação de uso foi realizada em canais artificiais de resina, com ângulo de curvatura de 40° e raio de 5 mm, utilizando-se um motor elétrico com velocidade de 350 rpm e torque de 1 N.cm<sup>-1</sup>. Todos os grupos foram submetidos a ensaios de fadiga flexural em um dispositivo que permitia ao instrumento girar livremente, reproduzindo a instrumentação rotatória em canal curvo. O tempo despendido até a fratura foi aferido por um cronômetro. O teste ANOVA mostrou diferença estatisticamente significativa entre as amostras (p < 0,05). O uso e a característica geométrica dos instrumentos influenciam na sua resistência à fadiga flexural (p < 0,05). Os instrumentos do GC 01 (K3 sem uso) apresentaram maior resistência à fadiga, quando comparados aos instrumentos dos demais grupos, independentemente do número de usos.

**Palavras-chave:** Fadiga flexural; níquel-titânio; instrumentos endodônticos.

### Abstract

This study evaluated the flexural fatigue resistance of rotary instruments of nickel-titanium with different geometrical characteristics before and after use in artificial root canals. Systems Race (FKG Dentaire) and K3 (SybronEndo) with tip diameter of 0.25 mm, 0.04 taper and 25 mm of length were the rotary instruments selected. The instruments were divided into four groups (n = 12 each group), totaling forty-eight instruments, as follows: 01 Control Group (CG 01), new instruments unused Race; 02 Control Group (CG 02), new instruments unused K3 instruments ; Experimental Group 01 (SG 01), five uses Race instruments and Experimental Group 02 (SG 02), five instruments K3 uses. The simulation was carried out using artificial canals in resin, angle of curvature of 40 and a radius of 5 mm, using an electric motor with a speed of 350 rpm and 1 N.cm<sup>-1</sup> of torque. All groups were tested for flexural fatigue in a device that allowed the instrument to rotate freely, reproducing the rotary movement in curved canals. The time spent until the fracture was measured by a chronometer. The ANOVA test showed significant difference between samples (p < 0.05). The use and feature geometric instruments influence the resistance to flexural fatigue (p < 0.05). The instruments of GC 01 (K3 unused) showed greater resistance to fatigue when compared to other groups of instruments, regardless of the number of use.

**Keywords:** Flexural fatigue; nickel-titanium; endodontic instruments.

## INTRODUÇÃO

A introdução da liga de níquel-titânio (NiTi) na fabricação de limas endodônticas possibilitou recuperar o princípio de rotação de instrumentos no interior do canal radicular. A partir de então, diversos estudos foram desenvolvidos com o intuito de conhecer as propriedades da liga, o comportamento mecânico dos instrumentos, bem como seu comportamento durante o uso clínico.

A liga NiTi, além de elevada resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade<sup>18,26</sup>, apresenta, ainda, propriedades especiais, como efeito memória de forma e superelasticidade.<sup>11,21,26,28</sup>

A utilização desses instrumentos, além de melhorar a qualidade do preparo endodôntico, diminui significativamente o tempo de trabalho do operador. Entretanto, a ocorrência da fratura de instrumentos durante o preparo do canal radicular é um acidente que ainda traz muita preocupação.

As limas endodônticas, por apresentarem pequenas dimensões e geometria complexa, são difíceis de serem produzidas. Nas superfícies desses instrumentos, pode-se observar, por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV), a presença de marcas de usinagem, cavacos se soltando, regiões com redução abrupta de diâmetro e outros defeitos que induzem a concentração de tensão.<sup>14</sup> Vários fatores estão associados à ruptura do instrumento, visto que, ao longo da instrumentação, este será submetido a diferentes tipos de tensões, como flexão, torção, tração e pressão apical, que exigem uma resistência satisfatória dos instrumentos para prevenir a sua fratura.

O comportamento dos instrumentos rotatórios de NiTi, quando submetidos a repetidos usos, é influenciado por inúmeras variáveis, como: a anatomia do canal radicular,<sup>8,24,33</sup> os métodos de esterilização,<sup>3,9,25</sup> as características de acionamento dos motores,<sup>6,7,10,13,15,32</sup> bem como a habilidade do operador.<sup>2,17</sup> Dessa forma, critérios confiáveis para o descarte das limas de NiTi acionadas a motor tornam-se difíceis.

A fratura dos instrumentos rotatórios ocorre geralmente sob duas circunstâncias distintas: fadiga torcional e fadiga flexional.<sup>26</sup> A primeira ocorre nas situações em que a ponta do instrumento se prende enquanto sua haste continua a girar; a segunda é caracterizada pela fadiga flexural, ou seja, quando o instrumento gira livremente em canais curvos e a fratura ocorre no seu ponto de flexão máxima.<sup>24</sup> A preocupação clínica consiste no fato de que essas limas podem fraturar, sem qualquer deformação ou defeito previamente visíveis.<sup>12</sup> Contudo, a determinação das propriedades mecânicas dos metais, através de diferentes ensaios mecânicos, permite a previsão de seu desempenho durante o preparo do canal radicular.

Portanto, o objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento mecânico em fadiga flexural de dois sistemas rotatórios de NiTi – K3 e Race – através de ensaios em laboratório, de forma a contribuir para o estabelecimento de parâmetros utilizáveis na prática clínica, tornando-a mais previsível e segura.

## MATERIAL E MÉTODO

No presente trabalho, foram testados 48 instrumentos rotatórios de NiTi das marcas K3 (SybronEndo, USA) e Race (FKG Dentaire, Swiss) apresentando calibre #25 e conicidade 0,04 com 25 mm de comprimento.

Os instrumentos foram divididos em quatro grupos, com 12 instrumentos em cada (n = 12), como segue: Grupo Controle 01 (GC 01), instrumentos K3 sem uso; Grupo Controle 02 (GC 02), instrumentos Race sem uso; Grupo Experimental 01 (GE 01), instrumentos K3 submetidos a cinco usos e Grupo Experimental 02 (GE 02), instrumentos Race submetidos a cinco usos.

Para a simulação de uso, foram utilizados canais artificiais padronizados, confeccionados em resina epóxica com comprimento de 20 mm, ângulo e raio de curvatura de 40° radianos e 5 mm, respectivamente, simulando a curvatura mais encontrada em dentes humanos.

Para o acionamento, foi utilizado o motor elétrico Endo Pro Torque (Driller, São Paulo, Brasil), em uma velocidade de 350 rpm e torque de 1 N.cm<sup>-1</sup>. A utilização dos instrumentos em cinco canais artificiais nos Grupos Experimentais (GE 01 e 02) foi realizada por um único operador, com domínio da técnica automatizada. Os canais artificiais foram preenchidos com detergente (Limpol – Bom Bril), com o objetivo de lubrificar e reduzir o atrito.

A exploração dos canais foi realizada com lima tipo K calibre #15 (Maillefer, Ballaigues, Swiss), seguida de pré-dilatação do terço cervical a uma profundidade de 8 mm, com instrumentos rotatórios calibre #25 e conicidade 0,10 (“Orifice Opener”, SybronEndo, USA). Em seguida, os terços médio e apical foram preparados com instrumentos K3 (GE 01) e Race (GE 02) de calibre #25 e conicidade 0,04. Cada tipo de instrumento, compondo os Grupos Experimentais, foi submetido a cinco usos.

Após cada sequência de uso, os instrumentos foram lavados, secos em papel toalha, embalados e submetidos à esterilização por calor úmido sob pressão, por 20 minutos, na temperatura de 134 °C.

A fadiga flexural dos instrumentos foi determinada por meio de um dispositivo para ensaios dinâmicos,<sup>22</sup> constituído de um suporte para o posicionamento do micromotor com contra-ângulo, para apreensão do instrumento (Figura 1). O instrumento a ser testado girava livre, embora flexionado, entre o cilindro e o bloco de aço durante o ensaio (Figura 2).

O tempo de ensaio foi registrado utilizando-se um cronômetro digital. O número de ciclos até a fratura (NCF) foi obtido multiplicando-se a velocidade de rotação pelo tempo até a fratura.

Subsequente à obtenção da média e do desvio padrão, foi realizado o teste de normalidade de Anderson Darling, para verificar se a distribuição dos dados era normal. Em seguida, foi realizado o teste de Bartlett, para verificar a homogeneidade das variâncias.

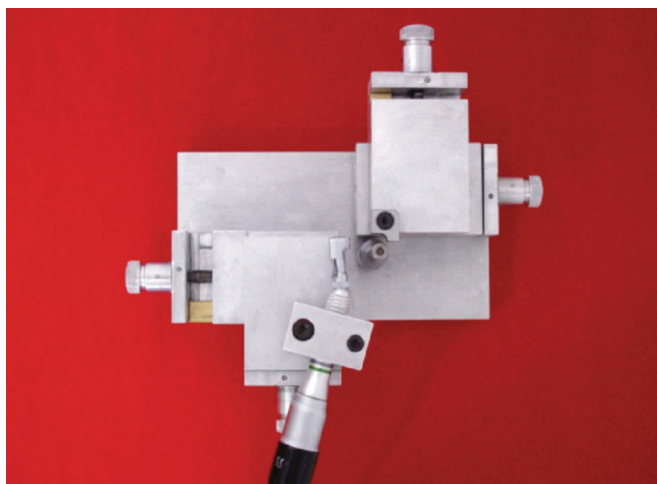


Figura 1. Dispositivo para o ensaio de fadiga flexural.

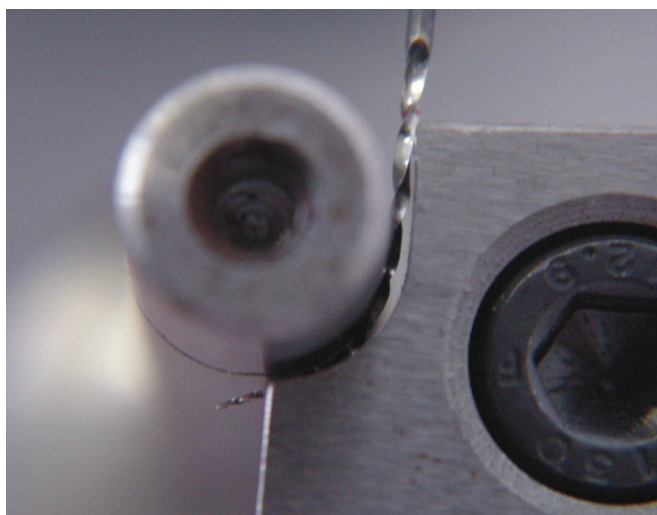


Figura 2. Instrumento acomodado para a realização do ensaio.

De posse das informações citadas, foram empregados os testes estatísticos, iniciando-se pela análise de variância para verificar se existia diferença estatisticamente significativa entre as amostras testadas; em seguida, foi aplicado o teste de Tukey, que comparou as médias, duas a duas, para verificar onde existia a diferença média para grau de significância de 5%.

## RESULTADO

Os valores expressos em número de rotações até a fratura e as médias e desvios-padrão das médias para cada grupo testado encontram-se na Figura 3.

O grupo GC 01 (K3 nenhum uso) apresentou uma média superior de número de rotações, seguida pelas médias dos grupos GE 02 (K3 5 usos), GC 02 (Race nenhum uso) e GE 02 (Race 5 usos).

A análise de variância mostrou que a resistência média à fadiga flexural não foi a mesma para as duas procedências comerciais (Race e K3), também não sendo a mesma nos diferentes números de usos em canais artificiais. Assim, existe interação entre a procedência comercial e o número de usos,

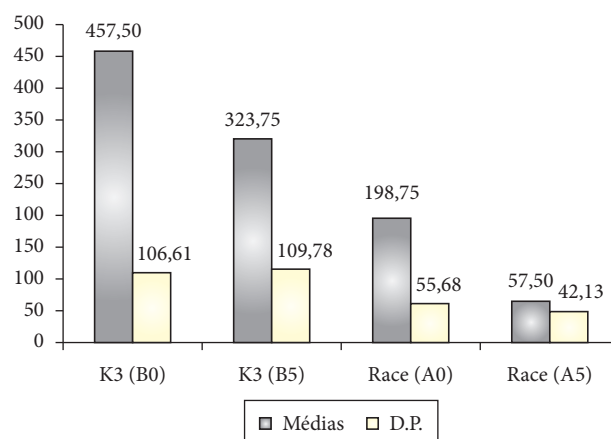


Figura 3. Médias e desvios-padrão do número de rotações até a fratura de limas Race e K3 no dispositivo de teste de fadiga flexural.

isto é, o comportamento médio da resistência à fadiga flexural com o tempo de uso não foi o mesmo para as duas procedências comerciais. Dessa forma, observou-se que os dois tipos de limas, os diferentes tempos de uso e também a interação entre estes dois fatores afetam a resistência à fadiga flexural de instrumentos rotatórios de NiTi.

Após ter verificado que existe diferença, ou seja, a procedência comercial e o tempo de uso influenciam diretamente na resistência à fadiga flexural, aplicaram-se as comparações múltiplas através do teste de Tukey, que compara duas a duas os pares de médias para verificar onde existe a diferença média na resistência. A diferença entre as médias foi significativa para todos os grupos, como mostra a Tabela 1.

## DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo indicaram que o tempo de uso e a característica geométrica influenciam na resistência à fadiga flexural dos instrumentos rotatórios de NiTi.

No que diz respeito à diminuição da resistência à fadiga flexural em decorrência do tempo de uso, os resultados contrariam aqueles encontrados por Yared et al.<sup>31</sup>, ao concluírem que, mesmo após dez simulações de uso, não houve decréscimo no número de rotações para a fratura da lima. No entanto, ao confrontar os resultados do presente estudo com aqueles do experimento de Pessoa<sup>22</sup> (2003), que utilizou métodos bastante semelhantes, os resultados mostram-se muito próximos, no que se refere à influência do tempo de uso na resistência à fadiga flexural. Recentemente, Aydin et al.<sup>1</sup> (2010), avaliando instrumentos Race após a instrumentação de cinco canais curvos de molares, demonstraram que o uso clínico diminuiu significativamente a resistência à fadiga cíclica, sendo que a redução na vida útil dos instrumentos foi maior para aqueles de menor calibre.

Tal divergência pode ser atribuída à metodologia empregada e a fatores como a velocidade de acionamento dos instrumentos, a procedência comercial, bem como o tipo de dispositivo utilizado para a realização do ensaio de fadiga flexural. Nesse sentido, Plotino et al.<sup>23</sup> (2009) sugere que os vários dispositivos utilizados

**Tabela 1.** Comparação entre os valores médios dos diferentes grupos, valendo-se do teste de Tukey

Pares de média		Valor absoluto da diferença	p-valor	Diferença entre os grupos
Race(GC 02)	K3(GC 01)	-258,75	0,000	p < 0,05
	Race(GE 02)	141,25	0,001	p < 0,05
K3(GC 01)	K3(GE 01)	-125	0,004	p < 0,05
	Race(GC 02)	258,75	0,000	p < 0,05
	Race(GE 02)	400	0,000	p < 0,05
Race(GE 02)	K3(GE 01)	133,75	0,002	p < 0,05
	Race(GC 02)	-141,25	0,001	p < 0,05
	K3(GC 01)	400	0,000	p < 0,05
K3(GE 01)	K3(GE 01)	-266,25	0,000	p < 0,05
	Race(GC 02)	125	0,004	p < 0,05
	K3(GC 01)	-133,75	0,002	p < 0,05
	Race(GE 02)	266,25	0,000	p < 0,05

em Endodontia para teste de fadiga cíclica e as diferenças na metodologia afetam o comportamento e a fadiga de instrumentos rotatórios; consequentemente, são afetados também os resultados dos estudos.

Os resultados do estudo de Gambarini<sup>7</sup> (2001), que utilizou dentes humanos, apresentaram valores absolutos muito próximos daqueles encontrados no presente estudo. Tal fato revela ser positiva a utilização de canais artificiais como modelo experimental na simulação de uso de instrumentos rotatórios de NiTi.

Foi observada diferença, estatisticamente significativa, entre todos os grupos de limas estudados. O grupo GC 01 (lima K3 nenhum uso) foi o grupo que apresentou maior resistência à fadiga flexural, seguido do grupo GE 01 (lima K3 cinco usos), grupo GC 02 (lima Race nenhum uso) e grupo GE 02 (Race 5 usos).

Os resultados demonstraram que as limas K3, mesmo após cinco simulações de uso, apresentaram maior resistência nos testes de fadiga, quando comparadas às limas Race com nenhum uso. Tal fato sugere que as características geométricas do instrumento podem interferir na resistência à fadiga. Os achados de Costa, Santos<sup>5</sup> (2000) fortalecem esses resultados, quando afirmam que a resistência torcional dos instrumentos rotatórios de NiTi pode estar associada às diferentes procedências comerciais e características no desenho da lima. Nesse sentido, os resultados de Tripi et al.<sup>29</sup> (2006) indicam que o desenho do instrumento se revela fator importante na resistência a fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi.

Alguns trabalhos afirmam que, quanto maior a massa metálica, maior é a força necessária para ocorrer a fratura nos ensaios de resistência à torção.<sup>4,16,27</sup>

No entanto, segundo Costa, Santos<sup>5</sup> (2000), ao aumentar a massa metálica do instrumento para otimizar a sua capacidade

de corte, há um aumento da rigidez, diminuindo, assim, sua resistência à torção.

Nesse sentido, Ullmann, Peters<sup>30</sup> (2005) relatam que a resistência à fadiga flexural diminui com o aumento do diâmetro do instrumento, sugerindo o descarte de instrumentos calibrosos que tenham sido submetidos a alguma fadiga flexural.

Nas características geométricas dos instrumentos K3, observam-se diferenças entre o diâmetro do núcleo e o diâmetro externo das limas, com redução em direção ao cabo. Dessa forma, na área da ponta do instrumento, a profundidade variável do centro da lima em relação ao diâmetro externo é proporcionalmente maior, local onde a rapidez de corte do instrumento é mais importante.<sup>12</sup>

Torna-se, ainda, oportuno discutir outros fatores, além daqueles relacionados com a massa metálica. Segundo Leonardo<sup>12</sup> (2005), o ângulo de corte e o ângulo helicoidal do instrumento influenciam no grau de atrito nas paredes dentinárias, sendo o ângulo de corte positivo maior a chance de escavamento na dentina, o que aumentaria o estresse. Por sua vez, o ângulo helicoidal – que determina a capacidade de eliminação das raspas de dentina – pode indiretamente interferir na capacidade de corte do instrumento e, assim, também influenciar no grau de estresse.

Os sistemas rotatórios estudados apresentam características diferentes quanto ao ângulo helicoidal. O sistema K3 oferece ângulo helicoidal que varia de 31° para 43° ao longo da parte ativa, característica que, segundo Mounce<sup>19</sup> (2004), proporciona maior resistência à fratura. Por sua vez, o sistema Race apresenta ângulos helicoidais alternados, fato que, segundo o fabricante, elimina o efeito de “rosqueamento” no interior do canal. Considerando-se que o ângulo helicoidal interfere na eliminação das raspas de dentina, a variação no ângulo helicoidal do sistema K3 pode ter contribuído para a sua melhor performance no presente estudo.



Cabe ainda discutir as diferenças na secção transversal de cada sistema, tendo em vista que a resistência à fadiga aumenta com o decréscimo da área de secção transversal dos instrumentos.<sup>20</sup>

A secção transversal dos instrumentos K3 apresenta-se como tríplex hélice, enquanto a secção dos instrumentos Race apresenta-se triangular. Por apresentarem tríplex hélice, os instrumentos K3 resistem mais à fratura, devido a uma menor tensão e maior distribuição dessa tensão, diversamente dos instrumentos tipo tríplex U, nos quais a tensão é mais concentrada nas estrias, aumentando o risco de fratura.<sup>12</sup>

Ao contrário das demais limas, o Sistema K3 apresenta limas com uma ampla superfície radial, que suporta as lâminas de corte. Segundo Mounce<sup>19</sup> (2004), quanto menos suporte tiver as lâminas de corte, menor será a resistência do instrumento ao estresse torcional ou rotacional.

Outra característica do Sistema K3 é a presença de duas superfícies radiais com superfícies de descanso, o que minimiza a resistência ao corte, enquanto que a terceira superfície radial é estreita e mantém contato com a superfície dentinária em toda sua extensão, maximizando sua força. Por outro lado, o sistema Race não apresenta superfícies de descanso, o que mantém as três superfícies radiais em contato com a dentina. Esse fator pode ter contribuído para um maior desgaste desses instrumentos.

É evidente, pelos aspectos debatidos, que há a necessidade de especificações de fabricação, diretamente voltadas aos ins-

trumentos de NiTi acionados a motor, pois os mesmos não podem ser submetidos a avaliações com base nos critérios adotados para as limas manuais.

Cabe enfatizar, ainda, a importância de se estabelecerem protocolos para a técnica automatizada, levando em consideração a diversidade de sistemas rotatórios disponíveis no mercado. Da mesma forma, é coerente lembrar-se das características de cada caso clínico, o que torna o conhecimento dos instrumentos utilizados e o bom senso profissional fortes aliados para o alcance do sucesso da terapia endodôntica com instrumentos rotatórios de NiTi.

## CONCLUSÃO

Valendo-se da metodologia aplicada no presente estudo e diante dos resultados obtidos, é coerente afirmar que:

- O uso e a característica geométrica dos instrumentos rotatórios de NiTi influenciam na sua resistência à fadiga flexural;
- Os instrumentos utilizados durante cinco ciclos de uso apresentam menor resistência à fadiga flexural, estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) em relação aos instrumentos novos de mesma característica geométrica;
- Os instrumentos K3, independentemente do número de usos, apresentam maior resistência à fadiga flexural em relação aos instrumentos Race.

## REFERÊNCIAS

1. Aydin C, Inan U, Tunca YM. Comparison of cyclic fatigue resistance of used new RaCe instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 109: 131-4.
2. Baumann MA, Roth A. Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999; 88: 714-8.
3. Borges LP, Santos M, Borges LH, Miranzi MAS, Assumpção HMR. Corrosão em limas de níquel-titânio após a instrumentação, desinfecção e esterilização. *J Bras Endod.* 2002; 3: 301-7.
4. Camps JJ, Pertot WJ. Torsional and stiffness properties of nickel-titanium K files. *Int Endod J.* 1995; 28: 239-43.
5. Costa C, Santos M. Resistência à torção de dois instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio. *Pesqui Odontol Bras.* 2000; 14: 165-8.
6. Gabel WP, Hoen M, Steiman HR, Pink FE, Dietz R. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod.* 1999; 25: 752-4.
7. 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.
8. Haikel 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.
9. Hilt BR, Cunningham CJ, Shen C, Richards N. Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *J Endod.* 2000; 26: 76-80.
10. Kawakami DAS. Resistência à fadiga flexural de instrumentos de Ni-Ti em razão do uso e do torque [dissertação mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.
11. Lee JH, Park JB, Andreasen GF, Lakes RS. Thermomechanical study of Ni-Ti alloys. *J Biomed Mater Res.* 1988; 22: 573-88.
12. Leonardo MR. Endodontia: tratamento de canais radiculares: princípios técnicos e biológicos. São Paulo: Artes Médicas, 2005.
13. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod.* 2002; 28: 448-51.
14. Lopes HP, Elias CN, Siqueira J. Mecanismo de fratura dos instrumentos endodônticos. *Rev Paul Odontol.* 2000; 12: 4-9.
15. Lopes HP, Ferreira AA, Elias CN, Moreira EJ, de Oliveira JC, Siqueira JF Jr. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2009; 35: 1013-6.

16. Maia Filho EM. Avaliação comparativa da resistência à fratura de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor submetidos a ensaios de torção [tese doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2003.
17. Mandel E, Adib-Yzdi M, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotary NiTi Profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J.* 1999; 32: 436-43.
18. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986; 90: 1-10.
19. Mounce RE. The K3 rotary nickel-titanium file system. *Dent Clin North Am.* 2004; 48: 137-57.
20. Oh SR, Chang SW, Lee Y, Gu Y, Son WJ, Lee W, et al. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 109: 622-8.
21. Otubo J, Mei PR, Koshimizu S. Materiais com efeito de memória de forma, características principais e possíveis aplicações. In: 14º Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica; 1997 dez; Bauru. Bauru: Cobem; 1997.
22. Pessoa OF. Resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio em razão do uso [tese doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.
23. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium Rotary instruments. *J Endod.* 2009; 35: 1469-76.
24. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997; 23: 77-85.
25. Schafer E. Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2002; 35: 867-72.
26. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments: applications in endodontics. St. Louis: Ishiyaku Euro America; 1995.
27. Shimabuko DM. Avaliação da resistência a torção de limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio, em função da sua conicidade e sistema de fixação da ponta [tese doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2000.
28. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000; 33: 297-310.
29. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006; 102: 106-14.
30. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2005; 31: 183-6.
31. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J.* 1999; 32: 115-9.
32. 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.
33. Zelada G, Varela P, Martin B, Bahillo JG, Magan F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2002; 28: 540-2.

## AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA

---

Profa. Msc. Cláudia Pires Rothbarth

Professora do Curso de Odontologia, UFPA – Universidade Federal do Pará, 66075-900 Belém - PA, Brasil

e-mail: claudiapires@ufpa.br

Recebido: 10/12/2009

Aceito: 09/04/2010