

# FRATURA DE INSTRUMENTOS DE NITI PARA TRATAMENTO DE CANAIS DENTÁRIOS <sup>1</sup>

Carlos Nelson Elias<sup>2</sup>  
Edson Jorge Lima Moreira<sup>3</sup>  
Hélio Pereira Lopes<sup>4</sup>

## Resumo

O objetivo do presente trabalho foi determinar a vida média para ocorrer a fratura por flexão em rotação de instrumentos endodônticos de NiTi usados para tratamento de canais dentários. Foram utilizadas 40 limas de NiTi Profile .04 (Maillefer SA, Switzerland) e 40 limas SC Quantec (Analytic Endodontics, México). Dois tubos de náilon foram dobrados na forma de arcos com 90 e 135 graus para simular os canais dentários curvos. Os instrumentos foram inseridos nos tubos e acionados a 185 rpm até a fratura. A análise estatística ANOVA e o teste de Student indicaram que houve diferença significativa no tempo de fratura entre as marcas de instrumentos e com o tamanho do arco do canal simulado. Os instrumentos fraturaram com menor tempo em canais com arco de 135°. Os instrumentos Profile apresentaram vida média superior em relação aos instrumentos Quantec. O local de fratura dos instrumentos, independentemente da marca comercial, sempre ocorreu junto ao ponto médio do segmento curvo do canal. As superfícies apresentaram características de fratura dúctil.

**Palavras-chave:** Instrumentos endodônticos; NiTi; Biomateriais; Canais dentários.

## FRACTURE OF NITi ROTATORY INSTRUMENTS

### Abstract

This study evaluated the influence of angle (90 and 135 degree) of a curved canal to fracture NiTi rotatory instruments. NiTi Profile (Maillefer SA, Switzerland) and Quantec (Analytic Endodontics, Mexico) files were driven at 185 rpm in two simulated canals that measured 20 mm in length. The canals had the same radius (6mm) but different curved angle (90 and 135 degrees). The fracture surfaces were analyzed by scanning electron microscope. The results allowed conclude that the number of the cycles to induce fracture in the instruments was influenced by the angle and manufacturer. Profile rotatory instruments were more resistant than Quantec. Furthermore, by SEM it was observed that the helixes of the instruments. around the fracture point did not present plastic deformation and the surface of the fracture exhibited morphologic characteristics of ductile type fracture.

**Key words:** Rotatory instruments; NiTi; Biomaterials; Root canal

---

<sup>1</sup> Contribuição técnica ao 62° Congresso Anual da ABM – Internacional, 23 a 27 de julho de 2007, Vitória – ES, Brasil.

<sup>2</sup> Laboratório de Biomateriais, IME, Pr General Tibúrcio 80, 22290-270 Rio de Janeiro, RJ

<sup>3</sup> Professor de Endodontia da UNIGRANRIO, Rio de Janeiro, RJ

<sup>4</sup> Livre-docente, Prof Universidade Estácio de Sá, Rio de Janeiro, RJ

## 1 INTRODUÇÃO

Uma das dificuldades dos profissionais que tratam os canais dentários é realizar o preparo químico-mecânico de canais com grandes curvaturas. Os instrumentos devem apresentar grande flexibilidade e dureza suficiente para limpar as paredes dentinárias. A solução adotada tem sido modificar o diâmetro e a forma da seção transversal dos instrumentos de aço inoxidável. Mesmo assim, as dificuldades permanecem. Com a melhoria das técnicas de usinagem de peças com pequenas dimensões e com o desenvolvimento das ligas de NiTi surgiram as limas com propriedades superelásticas. Lopes e Elias<sup>(1)</sup> constataram que as limas endodônticas produzidas a partir de fios ortodônticos de níquel-titânio apresentaram grande resistência à fratura e elasticidade duas a três vezes maior que as de aço inoxidável fabricadas por torção. A elasticidade das limas de NiTi está associada ao pequeno módulo de Young das ligas com memória de forma, a qual é cerca de um quarto a um quinto em relação ao aço inoxidável. A força necessária para flexionar uma lima de níquel-titânio com diâmetro de 0,45mm é equivalente à necessária para flexionar uma lima de aço inoxidável de 0,25 mm. Estas propriedades fazem com que o instrumento de NiTi acompanhe com facilidade a curvatura do canal radicular, impedindo o deslocamento apical e a alteração de sua forma original.

Inicialmente, com o uso das limas de NiTi na endodontia pensava-se que tinha-se obtido a “resolução do problema” em relação a muitas das características negativas que associadas ao emprego dos instrumentos de aço inoxidável.

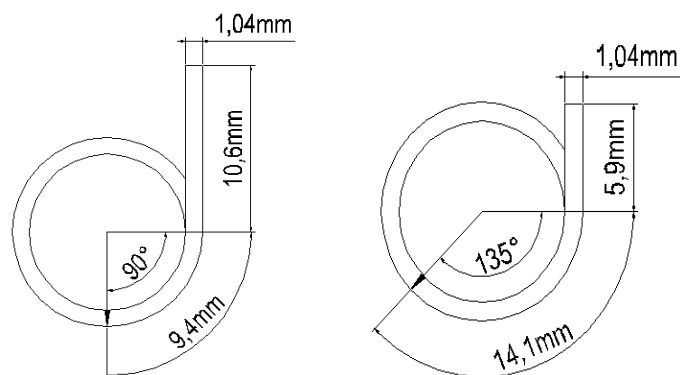
Para Serene et al.<sup>(2)</sup> após vários anos de relativa inércia quanto ao aperfeiçoamento de metais e ligas para a confecção de instrumentos endodônticos, a introdução da liga de níquel-titânio representou um avanço, pois a partir de então seria possível fabricar instrumentos que iriam melhorar a velocidade, eficiência e precisão do tratamento endodôntico. Descreveram, ainda, que as limas de níquel-titânio são fabricadas por usinagem de uma haste metálica cônica de seção reta transversal circular, e que esta liga proporciona aos instrumentos grande elasticidade, resistência à torção, à fratura e à corrosão, quando comparados com os de aço inoxidável.

Apesar das vantagens das propriedades das ligas de NiTi, os instrumentos para tratamento de canais dentários apresentam acabamento superficial deficiente, fraturam com facilidade e exigem dos profissionais maiores cuidados. O presente trabalho quantifica a vida média para a fratura de limas de NiTi produzidas por dois fabricantes.

## 2 MATERIAL E MÉTODOS

Foram utilizadas 40 limas de NiTi Profile.04 (números 20 e 30, conicidade 0,04 mm/mm) comercializadas pela empresa Maillefer SA, Ballaigues, Switzerland e 40 limas SC Quantec (número 6, 25/04) da empresa Analytic Endodontics, México. Todos os instrumentos possuíam comprimento nominal de 25 mm.

Tubos de náilon com 1,04 mm de diâmetro interno e 3,02 mm externo foram usados para simular canais dentários curvos. Uma parte dos tubos com 20 mm de comprimento foram dobradas com raio de curvatura de 6,0 mm. Conforme esquematizado na Figura 1, um canal tinha a parte reta medindo 10,6 mm e a parte curva com 9,4 mm correspondente ao comprimento do arco de 90°, e o outro canal tinha a parte reta medindo 5,9 mm e a parte curva com 14,1 mm (arco de 135°). Para confirmar as medidas internas dos tubos, fez-se uma radiografia de cada canal com uma lima em seu interior.



**Figura 1:** Desenho esquemático dos canais usados nos ensaios das limas.

O sistema de ensaio consistiu de uma haste metálica cilíndrica para fixar o conjunto micromotor e contra-ângulo e uma base de aço inoxidável com uma morsa para apreensão da placa de vidro com o canal de náilon incluído.

As amostras dos ensaios foram divididas em quatro grupos:

- Grupo I : 20 instrumentos Quantec ensaiadas canal simulado com arco de 90°.
- Grupo II: 20 instrumentos Quantec ensaiadas canal simulado com arco de 135°.
- Grupo III: 20 instrumentos Profile ensaiadas no canal simulado com arco de 90°.
- Grupo IV: 20 instrumentos Profile ensaiadas no canal simulado com arco de 135°

Antes dos ensaios mediu-se os comprimentos totais dos instrumentos (distância entre a ponta e o topo da haste de fixação) com um paquímetro digital (Métrica – Brasil).

Os canais simulados foram preenchidos com glicerina para reduzir o atrito do instrumento com a parede do tubo de náilon e evitar o aquecimento. Cada instrumento foi instalado no contra-ângulo com redução de 16:1 (Nouvag AG/AS/LTD) e inserido no canal até a ponta tocar em um anteparo posicionado na extremidade apical do canal simulado.

Os instrumentos foram acionados com rotação à direita com velocidade nominal de 185 rpm através de um micromotor elétrico TC – Motor 3000 (Nouvag AG/AS/LTD).

Mediu-se o tempo decorrido entre o acionamento do motor e a constatação visual da fratura do instrumento. Após a fratura os instrumentos foram manualmente unidos e mediu-se os comprimentos dos segmentos fraturados.

Os resultados foram tratados estatisticamente pela análise de variância para comparar as médias de valores de cada grupo, e também submetidos ao teste de comparações múltiplas de Student-Newman-Keuls. .

### 3 RESULTADOS

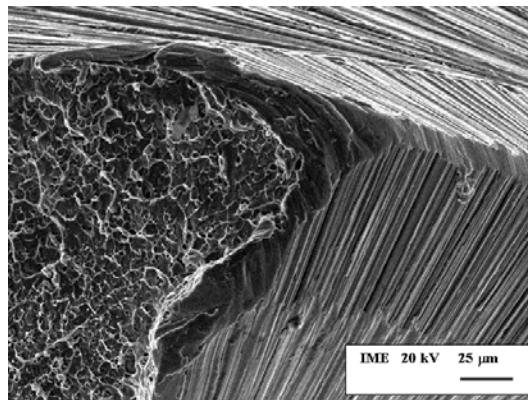
Os valores da média e desvio padrão da vida média (segundos) de cada grupo são mostrados na Tabela 1.

	Grupo I	Grupo II	Grupo III	Grupo IV
<b>Média</b>	241,28	124,04	328,49	182,15
<b>DP</b>	47,20	21,27	87,60	67,55

**Tabela 1:** Média e desvio padrão em segundos.

Pode-se observar na Tabela 1 que em canais com comprimento de arco de 135°, os instrumentos Profile e Quantec fraturaram com menor tempo sob flexão em rotação do que em canais com comprimento de arco de 90°. A análise estatística através da ANOVA e do teste de Student-Newman-Keuls para as comparações entre os grupos revelou que houve diferença significativa com relação ao tempo de fratura entre todos os grupos.

Pode-se observar na Figura 2 que as superfícies de fratura dos instrumentos apresentaram características de dúctil. A fratura dos instrumentos quer nos canais com comprimento de arco de 90° (9,5 mm) ou nos canais com comprimento de arco de 135° (14,0 mm) independentemente da marca comercial do instrumento empregado sempre ocorreu junto ao ponto médio do segmento curvo do canal.



**Figura 2:** Superfície de fratura com características morfológicas do tipo dúctil.

A média e o desvio padrão do comprimento da parte fraturada do instrumento são mostrados na Tabela 2. A análise estatística através da ANOVA e do teste de Student-Newman-Keuls para as comparações entre os grupos revelou que ocorreu diferença significativa com relação à distância do ponto de fratura à ponta do instrumento exceto entre os grupos IV e II e entre os grupos I e III.

**Tabela 2:** Média e desvio padrão em milímetros do comprimento da parte fraturada.

	<b>Grupo I</b>	<b>Grupo II</b>	<b>Grupo III</b>	<b>Grupo IV</b>
<b>Média</b>	4,89	7,54	4,71	7,77
<b>DP</b>	0,49	0,62	0,45	0,77

## 4 DISCUSSÃO

Com o dispositivo empregado foi possível simular as condições de emprego dos instrumentos para tratamento de canais dentários. Foi possível girar livremente as limas no interior do canal simulado submetidos apenas a um carregamento de flexão em rotação sem induzir tensões oriundas de torção ou flambagem até a fratura do instrumento.

Quanto a nossa proposta de verificar a influência do comprimento do arco de uma curva com o mesmo raio na fratura por flexão em rotação, não há na literatura resultados que fazem esta correlação. Este resultado é importante uma vez que em casos de fratura do

instrumento durante a preparação do canal, muitas das vezes o profissional deve remover a parte fraturada. Trabalhos têm avaliado o efeito do raio de curvatura, da velocidade de rotação, do tempo de uso e do diâmetro do instrumento quanto a incidência de fratura por flexão em rotação.<sup>(3-5)</sup>

Com relação ao tempo médio até ocorrer a fratura, verificou-se que a vida média foi menor para os instrumentos da marca comercial Quantec quando comparados com os da marca Profile. Estas diferenças podem ser associadas às diferenças existentes nas formas das seções retas transversais destes instrumentos, assim como a presença de defeitos oriundos do processo de fabricação.

Os instrumentos ensaiados com arcos de 90° apresentaram maior vida média que os testados em arcos de 135°. Isto pode ser explicado porque o ponto de maior concentração de tensão varia em função do comprimento do arco. Assim, empregando instrumentos endodônticos de mesmo diâmetro nominal nos canais com arco de 90°, o ponto crítico de concentração de tensão ficará situado em uma região de menor diâmetro da lâmina cortante do instrumento, do que nos canais com arco de 135°. Conseqüentemente, quanto maior o diâmetro no ponto crítico de concentração de tensão menor será o número de ciclos até a falha do instrumento. Em função dos resultados obtidos podemos afirmar que o comprimento do arco de um canal com mesmo raio exerce influência em relação ao tempo de fratura por flexão em rotação em instrumentos endodônticos de mesmo diâmetro nominal. Quanto maior o comprimento do arco menor será o tempo para ocorrer a fratura de um instrumento endodôntico.

A fratura dos instrumentos ocorreu no meio do comprimento do arco do canal. Isto pode ser explicado porque durante o ensaio de flexão em rotação a tensão máxima está no meio do segmento curvo do canal.<sup>(4)</sup> Para os canais com comprimento de arco de 9,5 mm (90°) a média dos comprimentos de fratura dos instrumentos foi de 4,89 mm para os instrumentos Quantec e de 4,71 mm para os instrumentos Profile. Nos ensaios com os canais com comprimento de arco de 14 mm (135°), a fratura dos instrumentos Quantec ocorreu a 7,54 mm da extremidade do instrumento e para os instrumentos Profile a 7,77 mm. Em função desses resultados podemos afirmar que a localização do ponto de fratura de um instrumento endodôntico quando submetido à flexão em rotação depende do comprimento do arco e não do raio de curvatura do canal.

Na região de flexão dos instrumentos submetidos à rotação, são geradas tensões que variam alternadamente entre tração e compressão. A repetição cíclica do carregamento, mesmo com tensão abaixo do limite de escoamento do material (NiTi), induz a nucleação de trincas que crescem, coalescem e se propagam até ocorrer a fratura do instrumento.<sup>(1,5,6)</sup> Esta fratura se caracteriza pela aplicação de uma tensão elevada para um número baixo de ciclos.

## 5 CONCLUSÃO

- A vida média para ocorrer a fratura de instrumentos NiTi para tratamento de canais dentários, submetidos à flexão em rotação depende do comprimento do arco de um canal de mesmo raio de curvatura.
- A região de fratura dos instrumentos ocorre sempre no meio do arco do canal curvo.

## Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq Processo 300216/94-7, 452834/03-1, 50016/052003 e 472449/2004-4 e FAPERJ Processo: E-26/151.970/2004, pelo apoio financeiro para execução deste trabalho.

## REFERÊNCIAS

- 1 LOPES, H.P., ELIAS, C.N. Fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. Fundamentos teóricos e práticos. *Rev Bras Odontol*, v. 58, n. 3, p. 207-209, maio/jun. 2001.
- 2 Serene TP, Adams JD, Saxena A. *Nickel-titanium Instruments. Applications in Endodontics*. St. Louis: Ishiyaku Euroamerica Inc., 1995.
- 3 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, n. 2, p. 68-71, Feb, 2000.
- 4 HAÏKEL, Y., SERFATY, R., BATERMAN, G. *et al.* Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, v. 25, n. 6, p. 434-440, June, 1999.
- 5 PRUETT J.P., CLEMENT, D.J., CARNES Jr, D.L. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, v. 23, n. 2, p. 77-85, Feb, 1997.
- 6 SOUZA, S.A. Ensaio mecânicos de materiais metálicos – Fundamentos teóricos e práticos. 5 ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1982, p. 286.