



Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial

www.elsevier.pt/spemd



Investigação original

Avaliação da fadiga cíclica de 3 sistemas de limas utilizadas em instrumentação mecanizada



Jorge Sousa^{a,*}, José Basto^a, Luís Roseiro^b, Ana Messias^a,
João Miguel dos Santos^a e Paulo Palma^a

^a Área de Medicina Dentária, Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal

^b Departamento de Engenharia Mecânica, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra, Portugal

INFORMAÇÃO SOBRE O ARTIGO

Historial do artigo:

Recebido a 28 de junho de 2015

Aceite a 20 de novembro de 2015

On-line a 17 de dezembro de 2015

Palavras-chave:

Endodontia

Instrumentação

Instrumentos dentários

R E S U M O

Objetivo: Este trabalho tem como objetivo fazer uma avaliação comparativa da fadiga cíclica de 3 sistemas de limas diferentes utilizados em instrumentação mecanizada, o ProTaper Next Files® 25/0.06 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), o ProTaper® Universal F1 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) e o HyFlex™ CM 25/0.06 (Coltene whaledent, Allstatten, Suíça). **Métodos:** Foram constituídos 3 grupos, cada um com 12 instrumentos, e testados num canal artificial em aço carbono com 45° de arco de ângulo e 5 mm de raio. Os instrumentos foram acionados no canal e o tempo até fratura foi cronometrado para posterior cálculo do número de ciclos até fratura (NCF). Os resultados foram analisados através do programa IBM SPSS statistic 20.0 recorrendo ao teste Kruskal-Wallis, para um nível de significância de 0,05.

Resultados: Para a fadiga cíclica, observaram-se diferenças estatisticamente significativas entre os 3 grupos de instrumentos ($p < 0,01$). Com os instrumentos Hyflex obteve-se o maior número de ciclos, seguidos pelo grupo da ProTaper Next e, por último, pelo da ProTaper Universal. Relativamente ao fragmento apical fraturado, todas as limas fraturaram aproximadamente com o mesmo comprimento (4 mm).

Conclusão: O instrumento do sistema Hyflex foi o que resistiu mais à fadiga cíclica seguido do ProTaper Next e, por último, ProTaper Universal.

© 2015 Sociedade Portuguesa de Estomatologia e Medicina Dentária. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este é um artigo Open Access sob a licença de CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

* Autor para correspondência.

Correio eletrónico: jorgelsousa@gmail.com (J. Sousa).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.rpemd.2015.11.007>

1646-2890/© 2015 Sociedade Portuguesa de Estomatologia e Medicina Dentária. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este é um artigo Open Access sob a licença de CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Cyclic fatigue evaluation of three different file systems

A B S T R A C T

Keywords:

Endodontics
Instrumentation
Dental instruments

Aim: This work intends to make a comparative assessment concerning the cyclic fatigue of three different file systems used in mechanized instrumentation, ProTaper Next Files® 25/0.06 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), ProTaper® Universal F1 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) and HyFlex™ CM 25/0.06 (Coltene-whaledent, Allstatten, Switzerland).

Methods: Three groups, each one with 12 NiTi instruments, were tested in a costume made device capable of simulating a canal curvature with a 45° angle and 5 mm radius. The instruments were rotated in the canal and the time until fracture was recorded in order to calculate the number of cycles to failure (NCF). The results were analysed statistically using Kruskal-Wallis test (IBM SPSS statistic 20.0). Statistical significance level was set at 0,05.

Results: A statistically significant difference ($p < 0,01$) was noted between the three groups of instruments. Firstly, Hyflex showed a significant increase in the mean number of cycles to failure, followed in order by ProTaper Next and ProTaper Universal. All the files fractured at the same length.

Conclusion: Hyflex instruments were the ones that most resisted to cyclic fatigue, followed by Protaper Next and, at last, by Protaper Universal.

© 2015 Sociedade Portuguesa de Estomatologia e Medicina Dentária. Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introdução

O aparecimento das limas endodônticas fabricadas em níquel titânio permitiu ultrapassar algumas das limitações do aço inoxidável, tornando-se um instrumento valioso no tratamento endodôntico¹⁻⁴.

Todavia, a fratura das limas continua a ser um problema real, dependendo de fatores associados tanto às limas quanto ao operador⁵. Os estudos indicam taxas de incidência de fraturas na prática clínica que variam entre 2,6 a 23%⁵⁻⁷.

Os instrumentos endodônticos fraturam por mecanismos de torsão e de fadiga cíclica. A fratura por torsão ocorre quando a ponta, ou qualquer outra parte do instrumento, fica bloqueada no canal enquanto o resto do instrumento continua a rodar até exceder o limite elástico do metal, causando deformação plástica seguida de fratura⁸. Por outro lado, a fratura por fadiga cíclica é causada por repetidos ciclos de compressão e tensão na liga enquanto esta roda na área curva do canal. A metade do instrumento na zona exterior da curva está em tensão, enquanto que, na zona interior, se verifica compressão. Cada rotação no interior de um canal curvo faz com que o instrumento passe por um ciclo completo de tensão-compressão⁹. A fratura ocorre então perto do ponto médio do comprimento do arco, correspondendo à região de máxima curvatura radicular, onde o stress gerado é maior^{8,10,11}.

A resistência dos instrumentos rotativos à fadiga cíclica é afetada pelo ângulo⁹ e raio da curvatura radicular, e pelo tamanho e conicidade dos instrumentos^{9,10,12}. O aumento do ângulo⁹ e a diminuição do raio^{10,12} estão associados a uma diminuição da durabilidade das limas. Vários estudos demonstram que um aumento do diâmetro no ponto

de máxima curvatura do instrumento reduz o tempo até fratura^{9,10}.

Nesta base, este trabalho tem como objetivo primário fazer uma avaliação comparativa da fadiga cíclica de 3 sistemas de limas diferentes, utilizados em instrumentação mecanizada e que se enquadram em 3 gerações distintas⁴.

Para tal, foi colocada a seguinte hipótese nula: não existem diferenças entre os 3 sistemas de limas mecanizadas quando sujeitas a um teste estático de fadiga cíclica.

Materiais e métodos

Para a realização do trabalho experimental, foram utilizados os seguintes sistemas de limas: ProTaper® Universal ([PT] Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) denominado como grupo PTU; ProTaper Next® Files ([PTN] Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) denominado grupo Next; e HyFlex™ CM ([HF] Coltène whaledent, Allstatten, Suíça) denominado grupo Hyflex, constituindo 3 grupos: o grupo 1 com 12 limas PTU; o grupo 2 com 12 PTN X2 e o grupo 3 com 12 HF, tamanho 25/0.06 de conicidade.

Todas as limas foram submetidas a ensaios de fadiga cíclica num dispositivo desenvolvido propositadamente para a experiência. Este aparelho, capaz de fixar tanto o contra ângulo CanalPro (Coltene-whaledent, Allstatten, Suíça) como o canal artificial, permite o ensaio de fadiga cíclica de uma forma estática.

Os parâmetros que definem o canal artificial foram delineados tendo em conta as características das limas e o ângulo e raio escolhidos para a curvatura, culminando num modelo tridimensional. Este foi produzido através de centro de maquinaria controlado numericamente no Instituto Superior de Engenharia de Coimbra pela maquinaria de 2 blocos de aço



Figura 1 – Modelo do canal em aço carbono, capaz de reproduzir uma curvatura com um ângulo de 45° e 5 mm de raio.

carbono que, depois de encaixados, permitiram simular uma curvatura radicular com um raio de 5 mm e um ângulo de 45°, determinados através de método descrito em estudo anterior⁹ (fig. 1).

Os instrumentos foram corretamente posicionados e acionados à velocidade recomendada pelo fabricante, e o tempo decorrido entre o início da experiência e o momento da fratura do instrumento (detetada auditiva e visualmente) foi cronometrado pelo mesmo operador.

Durante o ensaio, de modo a reduzir a fricção entre os instrumentos e as paredes do canal, estas foram pulverizadas com lubrificante de material dentário (Pana Spray Plus-NSK GmbH Alemanha).

Para evitar a ocorrência de erros, a experiência foi gravada em vídeo e, após a mesma, foi comparado o tempo de fratura registado com o tempo visionado na gravação, através do programa Adobe Premier Pro (Adobe Systems Software, Irlanda).

O número de ciclos até fratura (NCF), para cada instrumento, foi calculado multiplicando o tempo em segundos até fratura pelo número de rotações ou ciclos por segundo.

Os resultados foram analisados através do programa IBM SPSS statistic 20.0. A comparação entre grupos foi feita recorrendo ao teste Kruskal-Wallis com comparações post-hoc através do método de Dunn-Bonferroni, para um nível de significância de 0,05.

As superfícies de fratura das limas de cada grupo foram examinadas sob microscópio eletrónico de varrimento ([MEV] Joel XL30 EDAX), para determinar padrões de fratura e os comprimentos dos fragmentos apicais medidos com o recurso a um paquímetro.

Resultados

A distribuição dos comprimentos dos fragmentos por grupo encontra-se representada na fig. 2. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os comprimentos dos fragmentos para os 3 grupos testados.

O tempo médio até fratura no grupo PTU foi de 52,97 segundos, no grupo Next foi de 93,68 segundos e no grupo Hyflex foi de 176,77 segundos. O teste Kruskal-Wallis

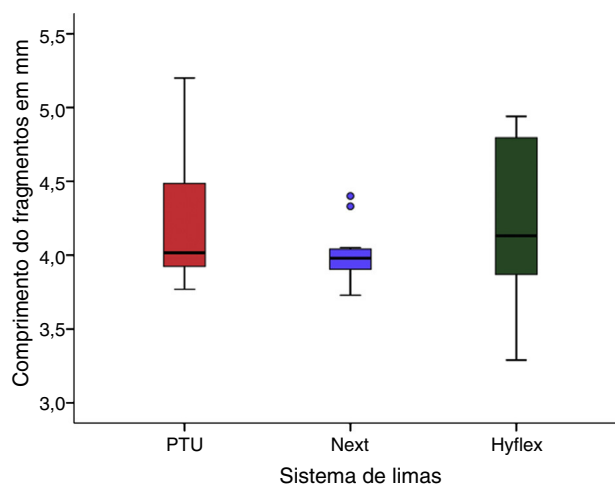


Figura 2 – Distribuição do comprimento dos fragmentos de cada grupo.

determinou diferenças estatisticamente significativas entre os 3 grupos, $X^2(2) = 28,81$; $p < 0,01$. As comparações de grupos par-a-par recorrendo à abordagem de Dunn-Bonferroni revelaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos PTU e Next ($p = 0,02$), PTU e Hyflex ($p < 0,001$), e Next e Hyflex ($p = 0,029$). Como se pode verificar na fig. 3, qualquer amostra do sistema Hyflex tem um tempo superior até à fratura. À exceção da amostra 9 do sistema PTU, qualquer amostra do sistema PTU apresenta tempo inferior aos restantes grupos.

A estatística descritiva da média do NCF dos 3 tipos de limas encontra-se sumariada na tabela 1. A distribuição dos valores de cada grupo pode ser consultada no gráfico de caixas (fig. 4) e também no gráfico de linhas (fig. 5) que ilustra o comportamento de cada amostra por grupo. Neste, concordantemente com o tempo até fratura, também para os ciclos foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos: $X^2(2) = 30,10$; $p < 0,01$. As comparações de grupos par-a-par recorrendo à abordagem de Dunn-Bonferroni revelaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos PTU e Next ($p = 0,028$), PTU e Hyflex ($p < 0,01$) e Next e Hyflex ($p = 0,012$).

As limas Hyflex fazem em média mais 1.208 ciclos que as Protaper Universal até fratura e mais 1.004 que as Next. As limas Next fazem em média mais 203 ciclos até fratura, em relação as Protaper Universal. Apesar da superioridade das Hyflex, as mesmas apresentam maior heterogeneidade.

O padrão de fratura das espécies observadas com recurso a MEV corresponde, ao que tudo indica, às características de fratura por fadiga cíclica. Podem ser distinguidas 3 zonas (identificadas na fig. 6): a zona de iniciação da fenda (indicada pela seta), a zona de propagação da fenda, com estrias ou bandas (área delimitada a amarelo) e, por último, a zona de fratura final (área delimitada a vermelho). O início das fendas ocorre na superfície das lâminas, normalmente tendo origem na zona de corte das limas sendo o seu número variável entre grupos e mesmo dentro de cada grupo testado (fig. 7). Com os repetidos ciclos de tensão/compressão, as fendas inicialmente formadas crescem e propagam-se, constituindo a zona intermédia ou de propagação caracterizada por «estrias» (marcas de areia).

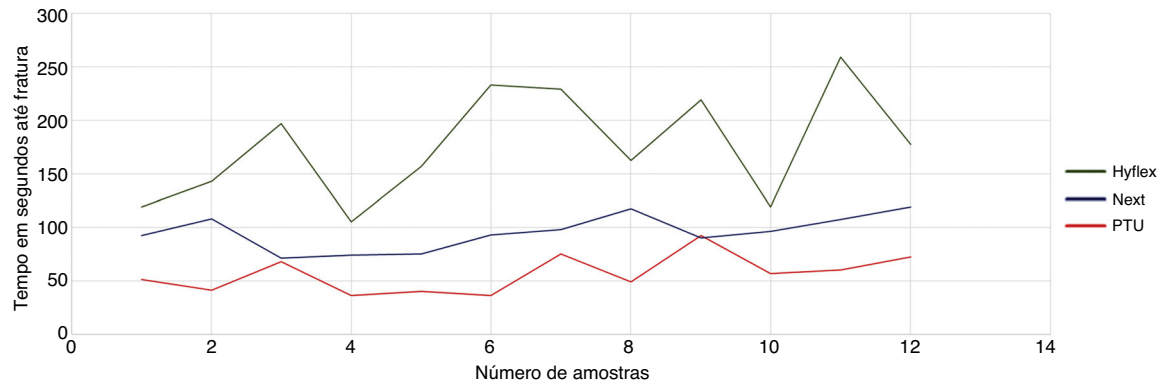


Figura 3 – Tempo em segundos até fratura dos 3 sistemas.

Tabela 1 – Média do número de ciclos até fratura dos 3 sistemas

	Média	Desvio padrão	IC 95% Limite inferior	IC 95% Limite superior
PTU	264,83	68,57	221,27	308,40
Next	468,38	85,55	414,38	522,73
Hyflex	1473,11	423,65	1203,93	1742,29

IC: intervalo de confiança.

A fratura final ou «fratura rápida» ocorre quando o material já não é capaz de suportar mais ciclos e é caracterizada pelos *dimples*, sinónimo de deformação plástica microscópica¹³⁻¹⁵ (fig. 8).

Discussão

A fratura de limas durante o tratamento endodôntico constitui, normalmente, uma grande preocupação para o médico dentista e para o paciente, podendo mesmo ser causa de litígio entre as partes¹⁵.

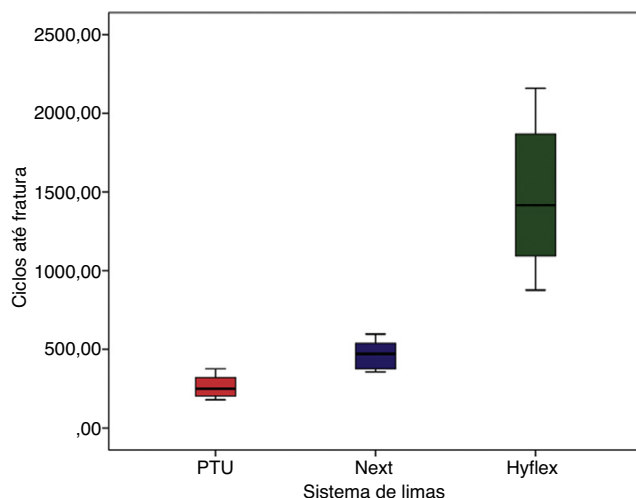


Figura 4 – Distribuição dos valores do número de ciclos até fratura.

Apesar de existirem múltiplos fatores responsáveis, a fratura por fadiga cíclica tem sido apontada como uma causa importante, uma vez que é comum a utilização de instrumentos rotatórios em canais curvos⁶.

Até ao momento, não há nenhuma especificação ou padrão internacional para testar a fadiga cíclica dos instrumentos endodônticos rotatórios¹⁶. Como resultado, vários dispositivos e métodos têm sido utilizados para investigar a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios de NiTi¹⁵⁻¹⁷. A utilização de tubos de metal curvos, conjunto de bloco e cilindro sulcado, rotação contra um plano inclinado, imposição de uma curvatura através de um sistema de 3 pinos e com recurso à maquinação de um canal através de «electrical-discharge machining» (EDM), são alguns exemplos referidos na literatura¹⁵⁻¹⁷.

Idealmente, o dispositivo para os testes de fadiga cíclica deve confinar a lima numa trajetória precisa tanto em termos de ângulo e raio, como em relação à posição da região de máxima curvatura¹⁶.

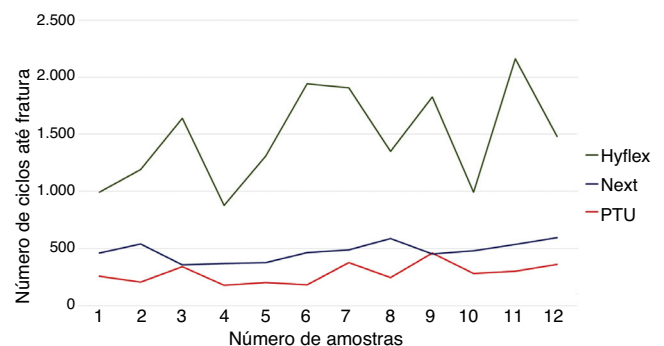


Figura 5 – Gráfico de linhas do número de ciclos até fratura.

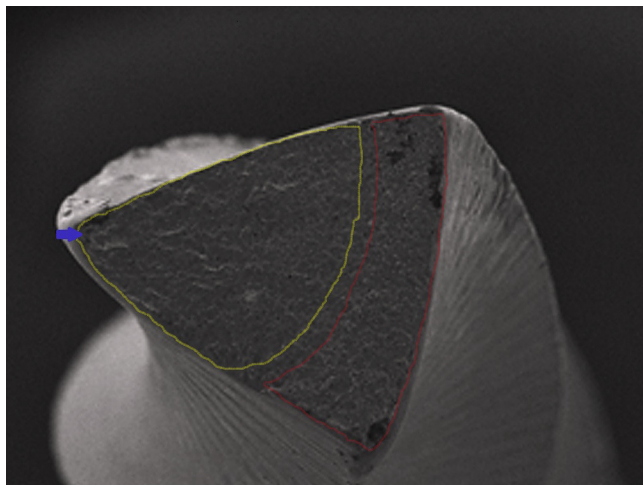


Figura 6 – Microfotografia da superfície de fratura de lima Hyflex com a origem da fenda (seta), zona de propagação (tracejado amarelo) e zona de fratura final (tracejado vermelho).

O dispositivo desenvolvido neste trabalho permitiu fazer uma avaliação comparativa entre os 3 sistemas, impondo o máximo stress na região da curvatura do canal a cerca de 4mm da ponta dos instrumentos. Uma vez que não houve diferenças estatisticamente significativas entre os 3 grupos em relação ao comprimento dos fragmentos fraturados, tudo indica que os mesmos estavam bem posicionados e que foram sujeitos a stress semelhante em zonas análogas.

Outros estudos compararam o sistema Hyflex com sistemas produzidos com M-wire e através dos métodos convencionais, tendo chegado à conclusão que o NCF nas limas Hyflex é superior¹⁸⁻²¹. Um estudo anterior avaliou o impacto do método de fabrico, através da comparação de instrumentos com o mesmo desenho mas fabricados com CM Wire (TYP CM e NYY CM) ou com NiTi convencional (TYP e NYY), demonstrando que o primeiro grupo suportava

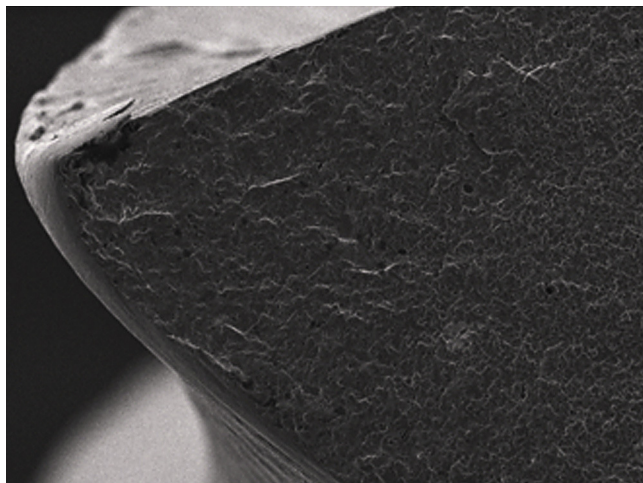


Figura 7 – Ampliação da zona de início da fenda e da zona de propagação.

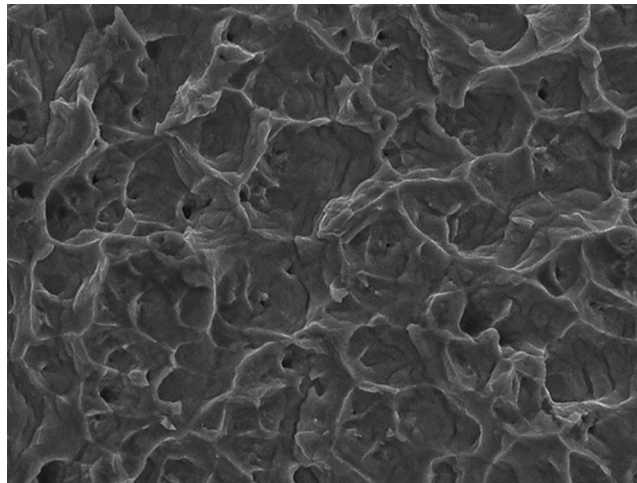


Figura 8 – Ampliação da zona de fratura final com os dimples em pormenor.

significativamente mais ciclos até fratura em ambas as curvaturas testadas, 35° e 45°²².

Apesar de se saber que o desenho das limas tem alguma influência na resistência à fadiga²², não existe na literatura um consenso se a mesma será ou não significativa. Por conseguinte, entendemos que a melhoria significativa demonstrada pelos instrumentos Hyflex será, sobretudo, devido ao processo de fabrico dos instrumentos que englobam tratamentos térmicos específicos^{18,20}. Este tipo de tratamentos das ligas de NiTi é um novo campo de pesquisa havendo pouca informação disponível, visto que as modalidades de tratamento e todas as variáveis inerentes não são desvendadas pelos fabricantes^{20,21,23}.

O tratamento térmico, quando realizado após a produção do instrumento, é capaz de reduzir o stress interno inerente ao processo de fabrico. Para além disso, pode causar alterações nas percentagens de fases da liga, fazendo com que à temperatura corporal haja um predomínio da fase martensítica em detrimento da austenítica²⁰. Esta característica está associada a melhorias nas suas propriedades mecânicas que a tornam mais resistente à fadiga cíclica²⁴.

Alguns estudos demonstram que o sistema Hyflex possui valores de flexibilidade elevados²¹⁻²³. Está também descrita a capacidade que este sistema tem de, em alguns casos, recuperar a forma inicial após o processo de esterilização, desde que os valores de temperatura atingidos superem os valores da temperatura de transformação da liga^{19,25}.

Em relação ao sistema Protaper Next, existem poucos estudos que avaliem a sua resistência à fadiga cíclica. Um verificou que este sistema era equivalente ao Hyflex e significativamente superior ao Protaper Universal, justificando esses valores com as diferenças no método de fabrico (M wire) e com o movimento serpenteante e rotação descentrada que reduzem os contactos entre a lima e o canal de forma não uniforme²⁶. Outro, pelo contrário, obteve menos ciclos até fratura com o sistema ProTaper Next quando comparado com o Hyflex¹⁸.

O padrão de fratura das espécies observadas vem ao encontro do descrito na literatura e permite confirmar a

superioridade das limas do sistema Hyflex. Estas, normalmente, possuem mais origens de fendas, uma área de propagação maior evidenciada por um número elevado de estrias e, conseqüentemente, uma área de fratura final menor representada pela região de *dimples*¹⁵. Estas características levam a crer que este sistema de limas, por ser fabricado com a liga CM Wire, apresentando à temperatura ambiente maioritariamente a fase martensítica, confere, por isso, uma maior resistência ao processo de iniciação da fenda e retarda a sua velocidade de propagação, resultando numa melhoria substancial às condições de fadiga cíclica¹⁶.

No decurso da experiência, na fase de remoção do fragmento apical do canal artificial, constatou-se que no grupo das limas Next havia um deslocamento apical acentuado do fragmento. Por outro lado, nos outros 2 sistemas, após a separação, o fragmento manteve-se normalmente na zona curva do canal. Esta constatação foi confirmada posteriormente, aquando da visualização dos vídeos, sendo necessários mais estudos para confirmar a sua potencial implicação clínica.

Conclusão

Tendo em conta as condições experimentais deste estudo e considerando que foi feita uma comparação relativa entre instrumentos de diferentes morfologias, podem ser retiradas as seguintes conclusões:

1. Instrumento Hyflex 25/0.06 foi significativamente superior em termos de números de ciclos até fratura em relação aos instrumentos Protaper Next 25/0.06 e Protaper F1.
2. Instrumento Protaper Next 25/0.06 foi significativamente superior em relação ao instrumento Protaper F1.
3. Todas as limas observadas em que foi possível realizar a análise da superfície de fratura cederam por fadiga cíclica.

Responsabilidades éticas

Proteção de pessoas e animais. Os autores declaram que para esta investigação não se realizaram experiências em seres humanos e/ou animais.

Confidencialidade dos dados. Os autores declaram que não aparecem dados de pacientes neste artigo.

Direito à privacidade e consentimento escrito. Os autores declaram que não aparecem dados de pacientes neste artigo.

Conflitos de interesse

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

Agradecimentos

Os autores agradecem, em nome da área de Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, ao Instituto Superior de Engenharia de Coimbra pela abertura e receptividade à colaboração entre instituições.

Agradecem também às marcas Coltène e Dentsply pelos materiais disponibilizados e que permitiram a realização deste trabalho.

BIBLIOGRAFIA

1. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod.* 1995;21:173-6.
2. Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A. Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. *J Endod.* 2010;36:904-7.
3. Gluskin AH, Brown DC, Buchanan LS. A reconstructed computerized tomographic comparison of Ni-Ti rotary GT files versus traditional instruments in canals shaped by novice operators. *Int Endod J.* 2001;34:476-84.
4. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: From past to future. *Endodontic Topics* 2013. 2013;29:3-17.
5. Parashos P, Gordon I, Messer H. Factors Influencing Defects of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments After Clinical Use. *J Endod.* 2004;30:722-5.
6. Peng B, Shen Y, Cheung GS, Xia TJ. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J.* 2005;38:550-7.
7. Spili P, Parashos P, Messer HH. The Impact of Instrument Fracture on Outcome of Endodontic Treatment. *J Endod.* 2005;31:845-50.
8. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26:161-5.
9. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23:77-85.
10. 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.
11. Lopes HP, Moreira EJ, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod.* 2007;33:55-7.
12. Inan U, Aydin C, Tunca YM. 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.* 2007;104:837-40.
13. Branco CM. Mecânica dos materiais. 4ª Edição ed: Fundação Calouste Gulbenkian; 2006.
14. Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument, Part 2: Fractographic analysis. *Int Endod J.* 2007;40:619-25.
15. Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics.* 2009;16:1-26.
16. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39:163-72.
17. 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.
18. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J.* 2014.
19. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2012;45:1027-34.

20. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: A comparative study. *Odontology*. 2014;102:31-5.
21. Pongione G, Pompa G, Milana V, di Carlo S, Giansiracusa A, Nicolini E, et al. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: A comparative test. *Ann Stomatol (Roma)*. 2012;3(3-4):119-22.
22. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2011;37:997-1001.
23. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod*. 2011;37:1293-5.
24. Zhou HM, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*. 2013;29:42-54.
25. Burklein S, Borjes L, Schafer E. Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J*. 2014;47:470-6.
26. Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *Int Endod J*. 2014.