



21-25
AGOSTO DE 2016
FORTALEZA - CEARÁ

COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO DE LIMAS ENDODÔNTICAS F3 PROTAPER® UNIVERSAL FABRICADAS COM LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA NiTi

Yuri Johann Vilar de Brito, engyurivilar@gmail.com¹
Magna Silmara de Oliveira Araújo, magnasilmara@hotmail.com¹
Jackson de Brito Simões, eng_jacksonsimoes@hotmail.com²
Paulo César Sales da Silva, paulocesarsales@outlook.com¹
Carlos José de Araújo, carlos.araujo@ufcg.edu.br¹

¹Universidade Federal de Campina Grande, Rua Aprígio Veloso, 882, Bairro Universitário, Campina Grande – PB, CEP: 58429-140.

²Universidade Federal Rural do Semi-Árido, RN 233, Km 01, Sítio Esperança II, Zona Rural - Caraúbas, RN, Brasil, CEP: 59780-000.

Resumo: A terapia endodôntica executada em canais radiculares curvos com limas de aço inoxidável pode provocar inúmeros acidentes iatrogênicos, devido ao fato do instrumento de aço apresentar uma tendência natural em retornar à sua forma reta devido ao efeito da força de restauração, resultando em problemas como transporte, degraus, zips e perfurações do canal. Na tentativa de superar as limitações e efeitos indesejáveis dos instrumentos fabricados em aço inoxidável, foi desenvolvida a utilização da liga com memória de forma (LMF) de NiTi (Níquel-Titânio) para fabricação de instrumentos endodônticos. A utilização desses instrumentos endodônticos de NiTi modificou os métodos de instrumentação do sistema de canais radiculares, reduzindo os erros de procedimento e tornando-os mais seguros e rápidos. No entanto, ainda existem poucas informações sobre o comportamento termomecânico destes instrumentos mais avançados. Nesse contexto, o presente trabalho consiste na caracterização térmica e mecânica de limas endodônticas LMF Ni-Ti comerciais (F3 de 25mm da Protaper Universal). Para a caracterização térmica foram realizados ensaios de calorimetria diferencial de varredura (DSC) e resistência elétrica em função da temperatura (RET) para a determinação das temperaturas de transformação de fase das limas, enquanto a caracterização mecânica consistiu de ensaios de flexão simples alternada (single cantilever) em regime estático e dinâmico (1 Hz) a diferentes temperaturas e deflexões máximas usando um Analisador Dinâmico Mecânico (DMA). Os resultados mostraram que as limas endodônticas se encontram em estado superelástico na temperatura ambiente, apresentando aumento de força durante os ensaios cíclicos em flexão alternada para impor deflexões na faixa de $\pm 0,5$ mm a $\pm 2,0$ mm, para uma faixa de temperaturas entre 35 °C e 55 °C. Em regime dinâmico, com o aumento da temperatura de teste de 35 °C para 40 °C, verificou-se que a força para impor um deslocamento $\pm 1,5$ mm começa a diminuir a partir de 20 ciclos, revelando o início do processo de fadiga do instrumento, com a falha completa ocorrendo após um total aproximadamente 10^3 ciclos.

Palavras-chave: Ligas com Memória de Forma, Limas Endodônticas, ProTaper® Universal, Ligas Ni-Ti, Superelasticidade.

1. INTRODUÇÃO

A endodontia é o campo da odontologia que trata de infecções da polpa, tecido mole que está contido nos canais dentários. Limas endodônticas são instrumentos utilizados para formatar o canal quando sua obturação se torna necessária. Estes instrumentos devem apresentar uma boa flexibilidade e perfil de corte para penetrar no canal dentário e remover a dentina (Petrini *et al.*, 2009).

A terapia endodôntica executada em canais radiculares curvos com limas de aço inoxidável pode provocar inúmeros acidentes iatrogênicos, devido ao fato destes instrumentos serem mais rígidos e apresentarem uma tendência natural em retornar à sua forma reta devido ao efeito da força de restauração, resultando em problemas como transporte, degraus, zips e perfurações do canal (Roane *et al.*, 1985). Na tentativa de superar as limitações e efeitos indesejáveis dos instrumentos fabricados em aço inoxidável, foi desenvolvida a utilização da liga com memória de forma (LMF) de NiTi (Níquel-Titânio) para fabricação de instrumentos endodônticos (Walia *et al.*, 1988). A utilização destes instrumentos endodônticos de NiTi modificou os métodos de instrumentação do sistema de canais radiculares, reduzindo os erros de procedimento e tornando-os mais seguros e rápidos (Thompson, 2000). Além disso, os instrumentos de LMF NiTi têm um importante papel no preparo de canais radiculares, uma vez que possibilitam uma eficiente realização de preparos cônicos e bem delineados, especialmente em canais curvos (Peters, 2004).

Nas áreas médica e odontológica, as LMF do sistema NiTi vêm substituindo com muitas vantagens materiais de comportamento convencional, como aços inoxidáveis e algumas ligas de titânio, além de se mostrarem mais adequadas que outras ligas. Tal fato deve-se a alguns aspectos peculiares do comportamento deste material, cuja ocorrência simultânea é pouco comum, tais como biocompatibilidade (resistência à corrosão e baixa toxicidade), compatibilidade biomecânica (comportamento mecânico similar ao de materiais biológicos), resistência a deformações localizadas (dobramento e torção), capacidade de recuperar grandes deformações, histerese mecânica e resistência à fadiga (Mahtabi *et al.*, 2015).

De uma forma geral, LMF são considerados materiais inteligentes que podem sofrer transformações de fase no estado sólido como resultado da aplicação de um carregamento termomecânico. Estes materiais metálicos especiais, internacionalmente conhecidos como *Shape Memory Alloys (SMA)*, depois de submetidos a uma deformação plástica, em uma temperatura relativamente baixa, são capazes de recuperar sua forma original por meio da imposição de um campo de temperatura mais alta. Este fenômeno, designado por Efeito de Memória de Forma (EMF), está intimamente associado a uma transformação de fase do tipo martensítica, cristalograficamente reversível (Otsuka & Wayman, 1998). Em temperaturas mais baixas tem-se a fase martensita, na qual se introduz a deformação pseudo plástica, enquanto que, aquecendo-se o material, a fase austenita aparece gradualmente, resultando na recuperação da forma anterior a deformação imposta. Esta resposta em deslocamento quando do seu simples aquecimento, acima de uma temperatura perfeitamente programável, torna essas ligas metálicas bastante interessantes para o desenvolvimento de aplicações em diversas áreas industriais (Silva, 2009). Por outro lado, o fenômeno da superelasticidade (SE) é a capacidade que uma LMF apresenta de recuperar grandes deformações apenas com a aplicação e subsequente retirada da carga, quando o material se encontra a uma temperatura constante na fase austenítica (acima da temperatura A_f) (Ramos, 2012; Otsuka & Wayman, 1998).

A LMF de NiTi é caracterizada por seu baixo módulo de elasticidade (20 a 70 GPa), tendo como referência o aço inoxidável (210 GPa). Além disso, as ligas NiTi utilizadas em Endodontia possuem superelasticidade, ou seja, podem sofrer grandes deformações reversíveis sem alcançar seu limite plástico e então retornar à sua forma original (Thompson, 2000). A combinação dessas duas características proporciona aos instrumentos de NiTi uma elevada flexibilidade (Walia *et al.*, 1988). Esta flexibilidade oferece distintas vantagens clínicas: os instrumentos rotatórios de NiTi apresentam resultados desejáveis e previsíveis quanto à manutenção da trajetória original do canal mesmo durante sua utilização em canais curvos, possibilitando preparos com pouco ou nenhum transporte, e conicidades adequadas, obtidas com a utilização de um número menor de instrumentos (Thompson & Dummer, 1997; Schäfer *et al.*, 2003).

De um modo geral, a flexibilidade das limas utilizadas para a formatação de canais radiculares depende das suas propriedades metalúrgicas, por exemplo, das propriedades das diferentes ligas e do tratamento termomecânico utilizado, bem como da geometria e dimensões das mesmas (Schäfer & Tepel, 2001).

Apesar das inúmeras vantagens apresentadas pelos instrumentos endodônticos de NiTi, sua falha em serviço permanece recorrente, sendo uma importante fonte de preocupação. Dois são os motivos principais de falha desses instrumentos, já identificados pela literatura (Pruett *et al.*, 1997; Melo *et al.*, 2002): fadiga sob flexão e sobrecarga por torção. A fadiga do instrumento acontece quando o mesmo é utilizado na formatação de canais curvos, de tal forma que o instrumento é submetido a ciclos de tração e compressão na região de curvatura do canal, devido ao movimento rotatório. Já a sobrecarga por torção ocorre quando o instrumento tem seu movimento bloqueado pelo atrito com a parede do canal enquanto seu cabo continua a girar (Santos *et al.*, 2015). No entanto, ainda existem poucas informações sobre o comportamento termomecânico destes instrumentos mais avançados.

Nesse contexto, o presente trabalho teve por objetivo avaliar o comportamento termomecânico de limas endodônticas de LMF Ni-Ti comerciais (F3 de 25mm da Protaper Universal) em modo de flexão alternada simples, nos regimes estático e dinâmico até a falha completa, incluindo análises de pós fadiga (análise térmica e superfícies de fratura).

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Para o desenvolvimento deste trabalho foram realizados ensaios de caracterização termomecânica de limas endodônticas comerciais F3 Protaper Universal de 35 mm de comprimento total, em modo flexão simples alternada, nos regimes estático e dinâmico. Estas limas Protaper[®] são sistemas de instrumentos rotativos com conicidade variada. Mais especificamente, as limas F3 Protaper[®] são instrumentos para acabamento desenvolvidos para regularizar as variações de diâmetro das seções transversais que os canais exibem em suas porções apicais, conforme indica a Figura 1 (Neves *et al.*, 2007). Estas limas possuem aproximadamente 25 mm de comprimento útil, 0,97 mm de diâmetro maior e 0,14 de diâmetro da ponta cônica.

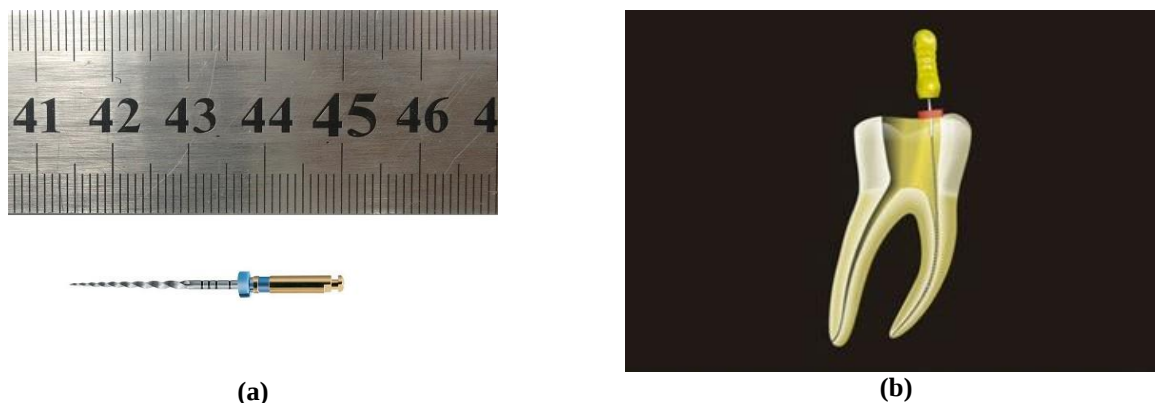


Figura 1. Lima endodôntica F3 da Protaper Universal. (a) Imagem geral da lima. (b) Ilustração do modo de trabalho em canal dentário.

A caracterização térmica das limas endodônticas de NiTi da Fig. (1) foi inicialmente realizada usando um sistema de medição de resistência elétrica em função da temperatura (RET) (Reis *et al.* 2008). Este sistema permite aquecer e resfriar, de forma controlada, corpos de prova e componentes mecânicos de LMF submetidos a uma corrente elétrica constante e imersos em um banho termo regulável interligado a um sistema de aquisição de dados. Este sistema capta as variações da resistência elétrica (R) ou diferença de potencial (DDP, $+V-$) à medida que a temperatura (T) varia. Essa caracterização permite determinar as temperaturas de transformação desses elementos de LMF, de uma maneira não destrutiva. Uma ilustração esquemática deste sistema de medição pode ser visualizada na Fig. (2).

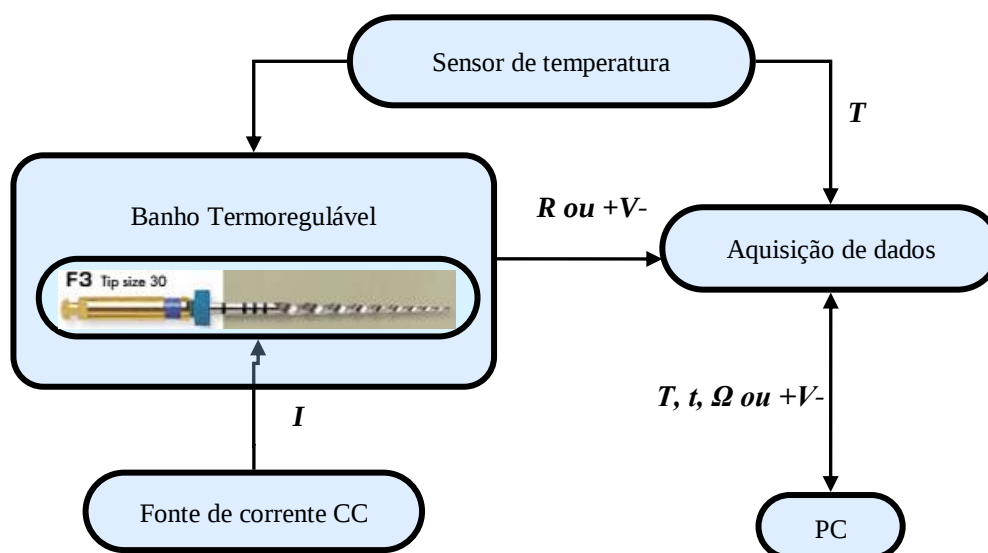


Figura 2. Esquema de medição RET usado nas limas F3 da Protaper Universal.

As temperaturas de transformação de fase das limas endodônticas da Fig. (1) também foram determinadas através da técnica de calorimetria diferencial de varredura (DSC) – *Differential Scanning Calorimetry* –, usando um calorímetro da marca TA Instruments, modelo Q20. As temperaturas de início e final das transformações durante resfriamento e aquecimento foram obtidas pelo método de cruzamento das tangentes nos picos apresentados nos termogramas DSC.

A análise dinâmico-mecânica (DMA) – *Dynamic Mechanical Analyzer* –, das limas endodônticas foi realizada em um equipamento de DMA da marca TA Instruments, modelo Q800. O experimento DMA consistiu na aplicação de um deslocamento oscilatório no cabo da lima em modo de flexão simples alternada (*single cantilever*) com o

monitoramento da resposta em força a estes deslocamentos prescritos. Assim, para simular a situação da Fig. (1.b), a lima foi engastada na extremidade de menor diâmetro (ponta) e deslocamentos situados entre $\pm 0,5$ mm e ± 2 mm foram aplicados na extremidade de maior diâmetro (cabo). Na Fig. (3) é possível ter uma visão detalhada da lima endodôntica de NiTi devidamente instalada nas garras para testes. O comprimento da ponta da lima engastado na parte fixa do DMA foi da ordem de 5 mm.

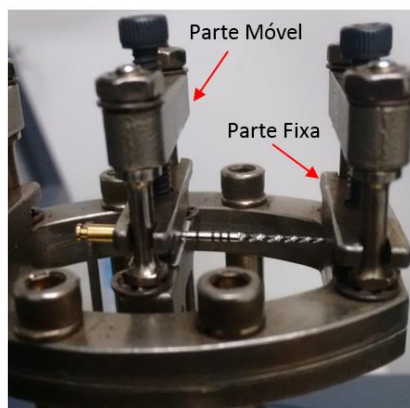


Figura 3. Detalhe de fixação da amostra nas garras do DMA Q800 da TA Instruments.

Inicialmente, as limas foram submetidas a uma ciclagem com variação de deslocamento entre $+1$ mm e -1 mm a temperatura constante $T = 35^\circ\text{C}$ para estabilização de sua resposta termomecânica SE, tendo sido realizados um total de 25 ciclos. Após este procedimento inicial de estabilização, foram realizados ensaios quase estáticos para a análise da resposta mecânica das limas endodônticas submetidas a deflexões de $\pm 0,5$ mm, $\pm 1,0$ mm, $\pm 1,5$ mm e $\pm 2,0$ mm, nas temperaturas de $T = 35, 40, 45$ e 50°C . Após os ensaios quase estáticos, foram realizados ensaios dinâmicos na frequência de $f = 1$ Hz, para as mesmas deflexões mencionadas anteriormente e temperaturas de $T = 35$ e 40°C , totalizando 150 ciclos de flexão alternada para cada condição de ensaio.

Depois da falha da lima durante os ensaios de flexão simples em regime dinâmico, foram realizadas novas análises térmicas (*DSC* e *RET*) com as partes fraturadas e também análises de superfícies de fratura usando um microscópio eletrônico de varredura (*MEV*), da marca TESCAN, modelo VEGA3.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Na Figura (4) são mostradas as curvas características de *RET* (a) e *DSC* (b) obtidas com a lima F3 Protaper Universal, como recebidas, antes da aplicação de qualquer carregamento mecânico.

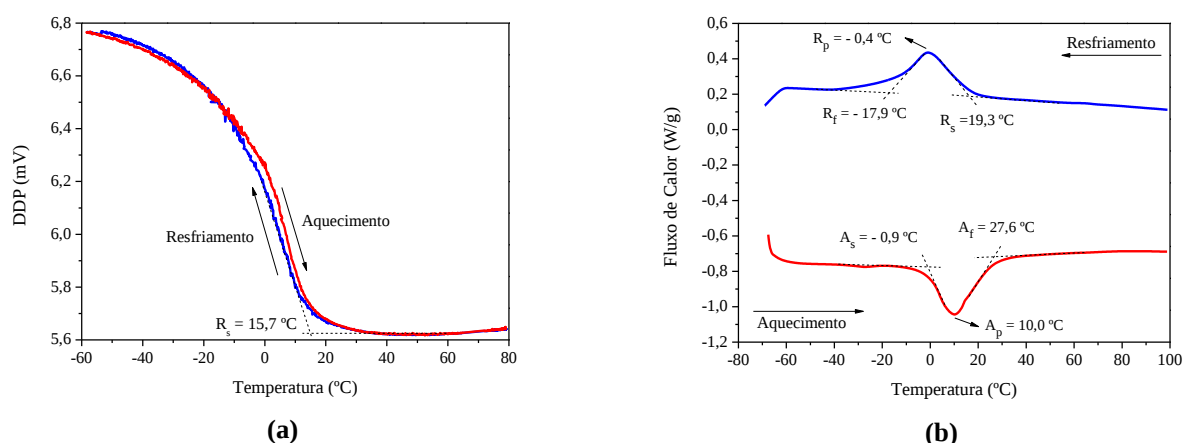


Figura 4. Termogramas via RET (a). *DSC* (b).

Este resultado é típico de LMF NiTi apresentada uma transformação de fase de austenita para uma martensita conhecida por fase R. Esta transformação é caracterizada por uma estreita histerese em temperatura entre o resfriamento e o aquecimento, geralmente inferior a 5°C (Otsuka & Wayman, 1998), conforme pode ser verificado na curva de RET da Fig. 4(a). Uma comparação entre os resultados de RET e *DSC* permite constatar que as temperaturas de transformação obtidas para as limas por estas duas técnicas são diferentes. Este fato pode ser verificado por meio da temperatura de início de formação da fase R (R_s) durante o resfriamento, que foi de $15,7^\circ\text{C}$ em RET e $19,3^\circ\text{C}$ em *DSC*.

Esta diferença ocorre devido ao fato da medida por RET utilizar a lima inteira, enquanto no caso da medição por DSC se utiliza apenas uma pequena amostra (5 a 10 mg) retirada da lima.

A Fig. (5) permite verificar o comportamento da força em função do deslocamento imposto na lima durante a ciclagem para a estabilização do componente, destacando o primeiro e o último ciclo. Foi constatado que ocorre um pequeno aumento de força (da ordem de 0,1 e 0,05 N) para atingir os deslocamentos prescritos ($\pm 1,0$ mm), respectivamente, conforme se aumenta a quantidade de ciclos realizados, com uma tendência de estabilização após os 10 primeiros ciclos mecânicos.

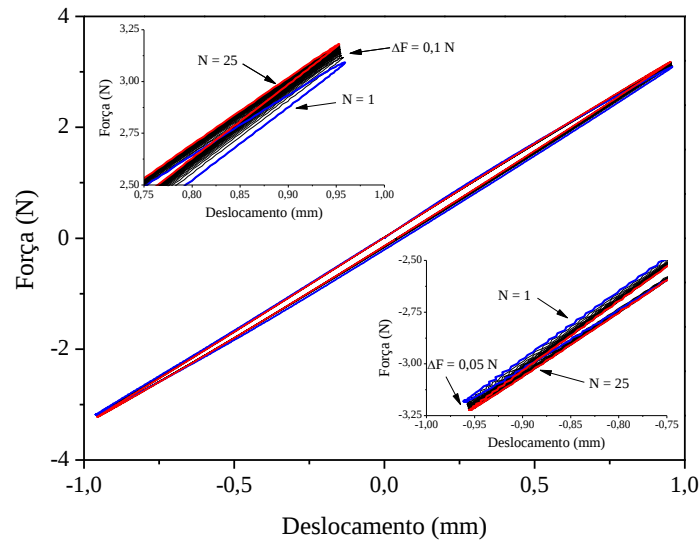


Figura 5. Comportamento da lima de LMF NiTi durante ciclagem de estabilização.

Uma vez a lima estabilizada, foram realizados os ensaios quase estáticos a diversas temperaturas. O comportamento obtido pode ser observado na Fig. (6), a qual revela o efeito do aumento de temperatura sobre a força requerida para impor os deslocamentos prescritos no cabo da lima. Consta-se uma ligeira assimetria entre a imposição de um deslocamento para cima (+1,5 mm) e para baixo (-1,5 mm), provavelmente associada a assimetria da seção transversal da lima em torno do eixo neutro de flexão na região do engaste (parte fixa).

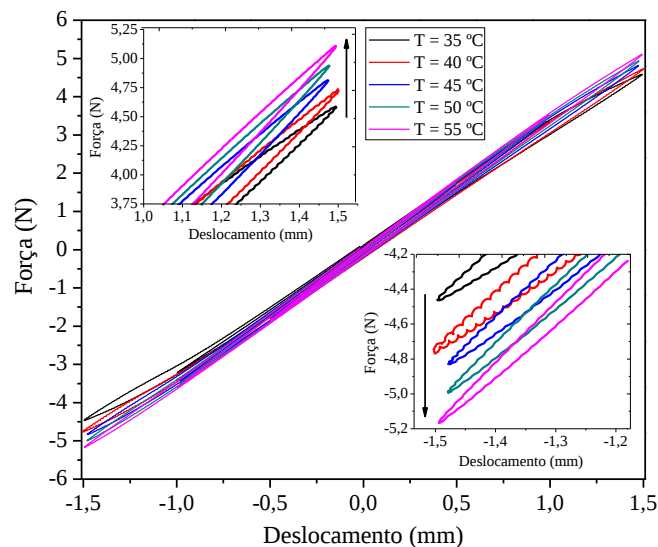


Figura 6. Comportamento termomecânico da lima em regime de flexão simples alternada para $\pm 1,5$ mm.

A resposta dinâmica da lima nos ensaios de flexão simples alternada feitos no DMA a temperatura de $T = 35\text{ }^{\circ}\text{C}$ pode ser verificada na Fig. (7) para os 4 níveis de deslocamento prescritos. Foi observado que a força para produzir cada deslocamento prescrito ao cabo da lima permanece praticamente constante durante os 150 ciclos realizados nessa temperatura com uma frequência de $f = 1\text{ Hz}$.

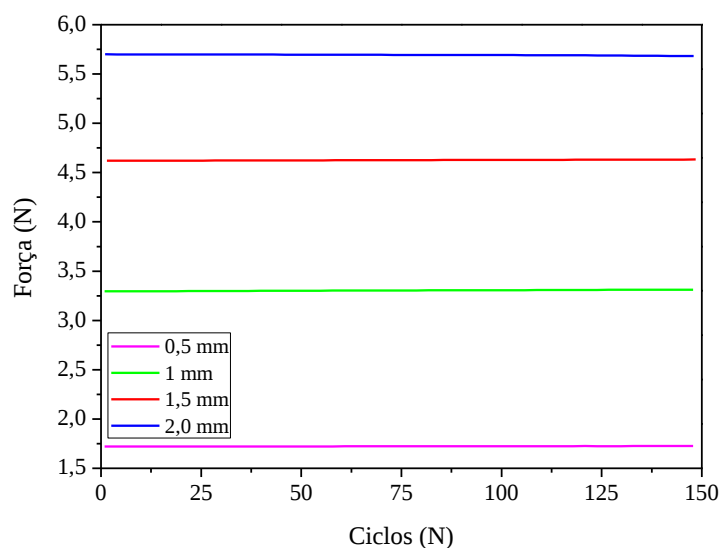


Figura 7. Comportamento dinâmico da lima para deflexões de 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0mm a $T = 35^{\circ}\text{C}$ e $f = 1\text{ Hz}$.

Para a temperatura seguinte, de $T = 40\text{ }^{\circ}\text{C}$, o comportamento obtido pode ser observado na Fig. (8). Para o primeiro ciclo, verifica-se que praticamente não houve aumento da força em relação aos resultados da Fig. (7), como um efeito do pequeno aumento de temperatura de $T = 35$ para $T = 40\text{ }^{\circ}\text{C}$. Além disso, para os deslocamentos prescritos de 0,5 e 1,0 mm, a força imposta permanece praticamente constante ao longo dos 150 ciclos a $f = 1\text{ Hz}$. No entanto, quando o deslocamento foi aumentado para 1,5 mm, verificou-se um início de decaimento da força a partir do ciclo $N = 20$, indicando o início do processo de falha da lima. De fato, a lima sofreu ruptura próximo ao ciclo $N = 150$.

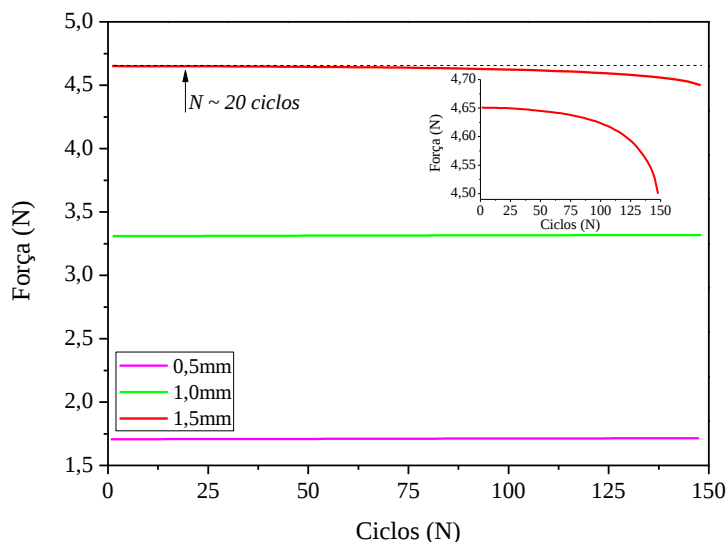


Figura 8. Comportamento dinâmico da lima para deflexões de 0,5mm, 1,0mm e 1,5mm a 40°C e 1 Hz .

Considerando apenas os ensaios dinâmicos, Figs. (7) e (8), verifica-se que a lima apresentou uma vida em fadiga ligeiramente superior 10^3 ciclos para uma frequência de flexão simples alternada de $f = 1\text{ Hz}$.

Na Fig. (9) são apresentadas imagens da lima fraturada e da sua respectiva superfície de ruptura analisada em MEV. Verifica-se que na periferia da seção transversal da lima (partes superior e inferior) existem regiões planas e lisas características de um amassamento cíclico causado provavelmente pela propagação de micro trincas devido a flexão alternada. Já na região central da seção transversal, são observadas cavidades de arranchamento (*dimples*) típicas de uma fratura dúctil que ocorreu repentinamente devido a redução da área.

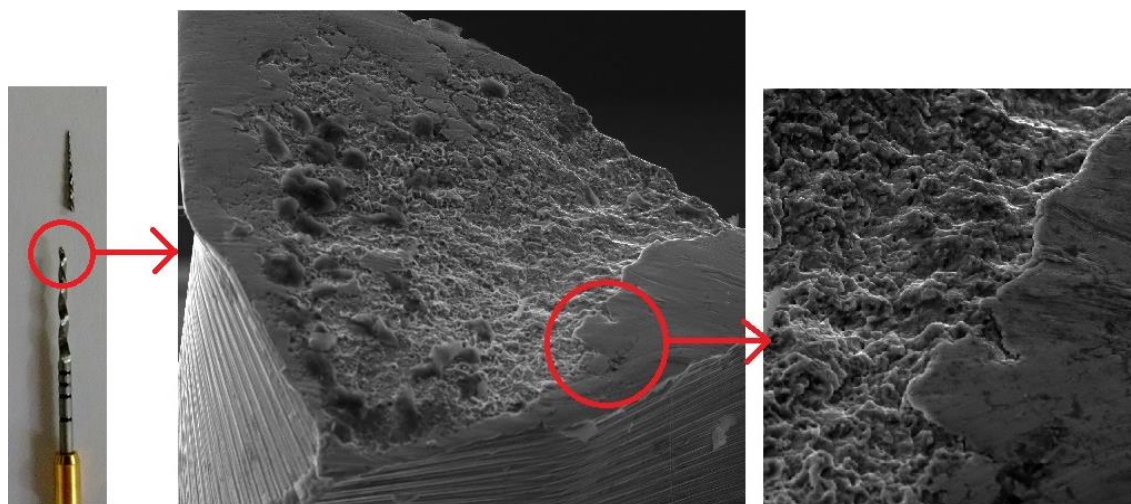


Figura 9. Imagens da lima fraturada e da superfície de ruptura observada no MEV.

Usando a superfície de fratura, foi realizada uma análise composicional semi quantitativa da lima por Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDS). A composição média em peso obtida foi 53,55% de Ni e 46,45% de Ti.

As duas partes da lima fraturada foram utilizadas para avaliar o efeito do processo de ciclagem em modo de flexão alternada sobre as temperaturas de transformação do material. A parte maior foi utilizada para a medição em RET enquanto a menor, com aproximadamente 5 mm de comprimento, Fig. (9), foi usada para a análise em DSC. A partir da Fig. (10) observa-se que, qualitativamente, o processo de ciclagem até a ruptura afeta a transformação de fase fazendo com que as curvas de RET se cruzem durante o resfriamento e aquecimento, Fig. (10a), e causando perturbações nas curvas de DSC, Fig. (10b). Esse comportamento provavelmente ocorre devido a introdução de defeitos irreversíveis na microestrutura do material da lima durante a ciclagem. Do ponto de vista quantitativo, a medição de RET na lima fraturada indica que a introdução desses defeitos causam um aumento da temperatura R_s da ordem de 8,7 °C. Em DSC, essa avaliação é feita com base nas temperaturas de pico (R_p e A_p) que revelam aumentos mais discretos, um pouco superiores a 1,0 °C.

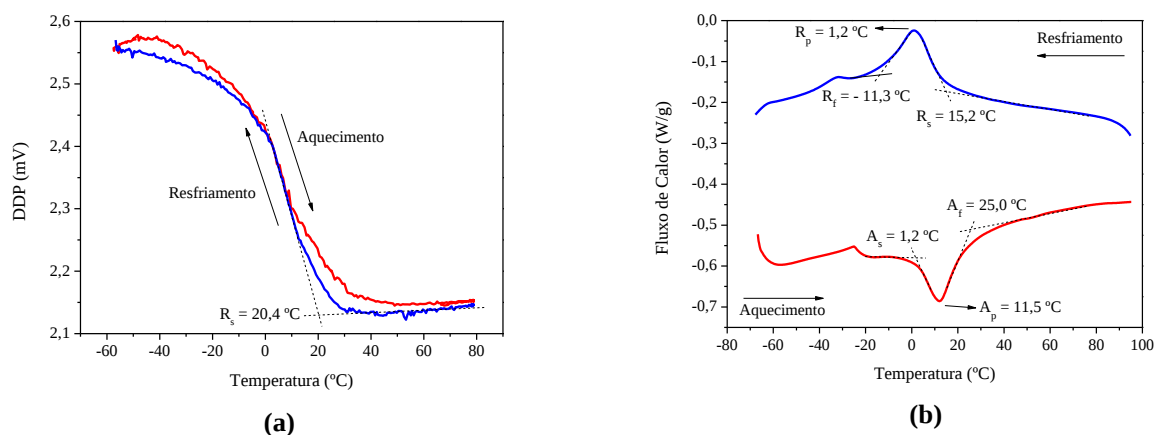


Figura 10. Curvas de análise térmica RET e DSC da lima F3 Protaper Universal após a falha completa.

4. CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos nesta pesquisa experimental, em que se analisou o comportamento termomecânico das limas endodônticas de LMF NiTi F3 da marca ProTaper, conclui-se que:

- Na caracterização térmica realizada por DSC e RET, verificou-se que a temperatura A_f é próxima da temperatura ambiente e inferior a temperatura corpórea, revelando estas limas endodônticas encontram-se em estado superelástico;
- As limas apresentam apenas transformação parcial, entre a fase austenita e a martensita conhecida por Fase R. Esta transformação apresenta uma histerese térmica reduzida, inferior a 10 °C;

- Nos ensaios quase estáticos, notou-se que o aumento da temperatura entre 35 °C e 55 °C interfere na resposta mecânica do instrumento, tendo em vista que quanto mais elevada a temperatura, mais força foi requerida para atingir a deflexão da lima até os pontos determinados;
- Nos ensaios dinâmicos de flexão simples a 1 Hz, para a temperatura de 35 °C foi constatado que o nível de força para atingir cada deslocamento prescrito (0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm e 2,0 mm) praticamente não varia ao longo dos 150 ciclos realizados. Quando a temperatura foi aumentada para 40 °C, o instrumento perdeu desempenho quando a deflexão imposta de 1,5mm foi atingida, tendo sido detectada uma redução da força a partir do ciclo N = 20 nessa temperatura, levando a fadiga e ruptura;
- As análises das superfícies de fratura revelaram que as micro trincas se propagam a partir da periferia da lima, causando uma redução da seção transversal que leva a uma ruptura repentina associada a uma fratura dúctil no centro da seção;
- As análises térmicas de RET e DSC pós fadiga revelaram uma alteração nas temperaturas de mudança de fase da lima endodôntica, que tendem a aumentar.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Grassi, E.N.D., 2014, “Comportamento Termomecânico De Minimolas Superelásticas De Niti: Influência De Tratamentos Térmicos”, Dissertação, Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande.

Mahtabi, M.J., Shamsaei, N., Mitchell, M.R., 2015, “Fatigue Of Nitinol: The State-Of-The-Art And Ongoing Challenges”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol.50, p.228-254.

Moreira

Melo M.C.C., Bahia, M.G.A., Buono, V.T.L., 2002, “Fatigue Resistance Of Engine-Driven Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments”, *Journal of Endodontics*. Vol. 28, No.11, pp. 765-769.

Neves, M.A.S., Lopes, H.P., Elias C.N., Moreira E.J.L., 2007, “Influência Da Seção Reta Transversal Na Flexibilidade Dos Instrumentos Endodônticos De Níquel-Titânio Protaper F3”, 28^ºSBPqO Annual Meeting.

Otsuka, K., Wayman, C.M., 1998, “Shape Memory Materials”, Cambridge University press, Cambridge, England.

Peters, O.A., 2004, “Current Challenges And Concepts In The Preparation Of Root Canal System: A Review”, *Journal of Endodontics*. Vol.30, No.8, pp.559-567.

Pruett, J. P., Clement, D. J., Carnes, D. L., 1997, “Cyclic Fatigue Testing Of Nickeltitanium Endodontic Instruments”, *Journal of Endodontics*, Vol.23, No.2, pp.77-85.

Ramos, A.D.O., 2012, “Fadiga Funcional E Estrutural De Fios De Ligas Niti Com Memória De Forma Em Regime Superelástico”. Dissertação, Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande.

Roane, J. B., Sabala, C. L., Duncanson, M.G., 1985, “The “Balanced Force” concept for instrumentation of curved canals”, *Journal of Endodontics*, Vol.11, No.5, pp.203-211.

Santos, L.A., Las Casas, E.B., Bahia, M.G.A., Buono, V.T.L., 2015, “Aplicações Do Método Dos Elementos Finitos Na Análise Do Comportamento Mecânico De Instrumentos Endodônticos De NiTi” 70^ºCongresso Anual da ABM WEEK.

Schafer, E., Tepel, J., 2001, “Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture”, *Journal of Endodontics*, Vol.27, No.4, pp.299-303.

Schafer, E., Dzepina, A., Danesh, G., 2003, “Bending properties of rotary nickeltitanium instruments” *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, Vol.96, pp.757-763.

Silva, N. J., 2009, “Estudo do comportamento termomecânico de uma liga niti com memória de forma usando análise dinâmico-mecânica (DMA)”. Dissertação, Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande.

Thompson, S.A., 2000, “An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry”, *International Endodontic Journal*, Vol. 33, pp. 297-310.

Thompson S.A., Dummer P.M.H., 1997 “Shaping ability of ProFile .04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals”, *International Endodontic Journal*, Vol.30, pp.1-7.

Walia, H.T., Brantley, W.A., Gerstein, H., 1988, “An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files”, *Journal of Endodontics*, Vol.14, No.7, pp.346-351.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CNPq pelo financiamento dos seguintes projetos: INCT de Estruturas Inteligentes em Engenharia (Processo nº 574001/2008-5), Casadinho UFCG-UFRJ-ITA (Processo nº 552199/2011-7), Universal 14/2012 (Processo nº 474524/2012-4), CT-Aeroespacial 22/2013 (Processo nº 402082/2013-3) e PQ 1D (Processo nº 304658/2014-6).

7. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluídos neste trabalho.

THERMOMECHANICAL BEHAVIOR OF ENDODONTIC F3 PROTAPER® UNIVERSAL FILES MANUFACTURED FROM NiTi SHAPE MEMORY ALLOY

Yuri Johann Vilar de Brito, engyurivilar@gmail.com¹

Magna Silmara de Oliveira Araújo, magnasilmara@hotmail.com¹

Jackson de Brito Simões, eng_jacksonsimoes@hotmail.com²

Paulo César Sales da Silva, paulocesarsales@outlook.com¹

Carlos José de Araújo, carlos.araujo@ufcg.edu.br¹

¹Universidade Federal de Campina Grande, Rua Aprigio Veloso, 882, Bairro Universitário, Campina Grande – PB, CEP: 58429-140.

²Universidade Federal Rural do Semi-Árido, RN 233, Km 01, Sítio Esperança II, Zona Rural - Caraúbas, RN, Brasil, CEP: 59780-000.

Abstract. *Endodontic therapy performed on curved root canals with stainless steel files can cause many iatrogenic accidents because the steel tool has a natural tendency to return to its straight shape due to the effect of the restoring force, resulting in problems such as transport, steps, zips and punctures the canal. In an attempt to overcome the limitations and undesirable effects of the stainless steel instruments, the alloy with shape memory and NiTi (Nickel-Titanium) for manufacturing endodontic instruments were developed. The use of the NiTi instruments modified methods of instrumentation of the root canal system, reducing procedural errors and making them safer and faster. However, there is still little information on the thermomechanical behavior of more advanced instruments. In this context, the present work is the thermal and mechanical characterization of endodontic commercial LMF NiTi files (F3 25mm Protaper Universal). For thermal characterization were performed differential scanning calorimetry (DSC) tests and electric resistance as a function of temperature for determining phase transformation temperatures of files, while the mechanical characterization consisted of alternating simple bending tests (single cantilever) in a Static and Dynamic regime (1Hz) at different temperatures and maximum deflections using a Dynamic Mechanical Analyzer (DMA) at 35°C for different maximum deflection at a frequency of 1Hz. The results showed that endodontic files are in a superelastic state at the test ambient temperature, with increase in strength during cyclic alternating bending tests to impose a deflection of $\pm 0,5$ mm to $\pm 2,0$ mm, to a range of temperatures between 35 ° C and 55 ° C. In the dynamic method, with increasing test temperature of 35 ° C to 40 ° C, it was found that the force to impose a displacement $\pm 1,5$ mm, it was found that the power to enforce this offset level begins to decrease from 20 cycles, showing the onset of fatigue of instrument with total failure occurring at about 10^3 cycles.*

Keywords: Shape Memory Alloy, Endodontic Files, ProTaper® Universal, NiTi Alloy, superelastic.