

APLICAÇÕES DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS NA ANÁLISE DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NITI*

Leandro de Arruda Santos¹
Estevam Barbosa de Las Casas²
Maria Guiomar de Azevedo Bahia³
Vicente Tadeu Lopes Buono⁴

Resumo

O objetivo deste trabalho é contribuir no desenvolvimento de novas soluções para a terapia endodôntica através do uso da análise por elementos finitos para avaliar o comportamento mecânico de instrumentos endodônticos. Primeiramente comparou-se os resultados de testes de flexão e torção com simulações realizadas sob as mesmas condições para validação. Uma vez validada a metodologia, pôde-se avaliar o comportamento de uma lima de NiTi CM em comparação a outras duas de aço inoxidável e NiTi superelástico com mesma geometria. As geometrias de dois instrumentos endodônticos comercialmente disponíveis foram submetidas a microtomografia computadorizada para a construção de modelos 3D. A malha de elementos finitos em ABAQUS e as condições de contorno foram baseadas em ensaios experimentais de flexão e torção de limas. Os modelos constitutivos foram obtidos a partir de curvas tensão-deformação em fios de NiTi superelástico, NiTi CM e aço inoxidável. Os resultados mostraram uma boa concordância entre resultados experimentais e simulados. O instrumento de NiTi CM apresentou-se como o mais flexível em comparação aos instrumentos de NiTi superelástico e aço inoxidável.

Palavras-chave: Instrumentos endodônticos de NiTi; Comportamento mecânico; Simulação por elementos finitos.

APPLICATIONS OF THE FINITE ELEMENT METHOD TO ANALYZE THE MECHANICAL BEHAVIOR OF NITI ENDODONTIC INSTRUMENTS

Abstract

The aim of this work is to contribute to the development of new solutions for endodontic therapy through the use of finite element analysis to evaluate the mechanical behavior of endodontic instruments. At first, a comparison among simulated and experimental curves resulted from bending and torsional tests were performed to validate the simulation. Once the methodology was validated, the behavior of a file made of NiTi CM was compared to other two instruments with the same geometry made of superelastic NiTi and stainless steels. The geometry of two commercially available instruments were scanned by microtomography to build 3D models. The models were then meshed in ABAQUS and the boundary conditions were based on bending and torsional experimental tests applied to files. The constitutive models were obtained from stress-strain curves performed on wires made of NiTi CM, superelastic NiTi and stainless steel. The results showed a good agreement among simulated and experimental results. The NiTi CM instrument presented the highest flexibility when compared to the superelastic NiTi and stainless steel instruments.

Keywords: NiTi endodontic instruments; Mechanical behavior; Finite element simulation.

- ¹ Engenheiro de Materiais, Doutor, Professor, Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil.
- ² Engenheiro Civil, Ph.D., Professor, Departamento de Engenharia de Estruturas, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil.
- ³ Bacharel em Odontologia, Doutora, Professora, Departamento de Odontologia Restauradora, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil.
- ⁴ Físico, Doutor, Professor, Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil.

1 INTRODUÇÃO

A terapia endodôntica acontece em diferentes etapas: remoção de tecidos não saudáveis do interior do canal dentário; formatação do canal radicular e obturação do canal. Durante a etapa de formatação, são utilizadas limas endodônticas que, através de movimentos rotatórios, permitem o desbaste da parede do canal. Estes instrumentos devem apresentar grande flexibilidade e capacidade de corte para penetrar em canais curvos e remover a dentina [1]. A partir da década de 1980, limas superelásticas de NiTi passaram a ser comercializadas em antagonismo às populares limas de aço inoxidável. Este fato foi uma revolução do campo da endodontia, pois a liga NiTi aproximadamente equiatômica e superelástica permitiu a obtenção de instrumentos muito flexíveis, que mantêm a forma original do canal dentário sem criar severas irregularidades [2]. Outra vantagem foi a fabricação de limas de NiTi com novas geometrias, além de permitir a introdução de movimentos rotatórios acionados a motor [3].

Essas vantagens associadas às limas de NiTi estão intimamente ligadas à superelasticidade. A superelasticidade é uma propriedade que permite que o material experimente grandes deformações (maiores que 10% em alguns casos) recuperáveis. A explicação para este fato é que durante a aplicação de uma carga, a liga NiTi sofre transformação martensítica induzida por tensão, passando de uma estrutura cúbica do tipo B2 (austenita) para uma estrutura monoclinica B19' (martensita). Durante esta transformação, a liga experimenta uma grande deformação sem que um aumento expressivo de tensão seja necessário. Este fenômeno se traduz em um patamar na curva tensão-deformação típico desse material. Ocorre que a martensita não é estável em uma liga superelástica e, com a retirada da carga, a transformação reversa acontece e a liga volta a apresentar uma estrutura austenítica. Macroscopicamente, isso significa a recuperação da deformação sofrida. A superelasticidade é uma propriedade típica de ligas com memória de forma (LMF) e ocorre em ligas NiTi de composição aproximadamente equiatômica e acima da temperatura de transformação Af (*austenite finish temperature*) [4].

Apesar das inúmeras vantagens apresentadas pelos instrumentos endodônticos de NiTi, sua falha em serviço permanece sendo uma importante preocupação. Dois são os motivos principais de falha desses instrumentos, já identificados pela literatura [5,6]: 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. Em vista disso, é possível afirmar que *flexão* e *torção* são as duas principais condições de carregamento associadas às falhas das limas de NiTi.

Com o intuito de melhorar a resistência à fratura das limas de NiTi, fabricantes buscam investir em duas linhas de ação principais que são a mudança de parâmetros geométricos das limas e/ou aperfeiçoamento de condições de tratamento termomecânico para melhoria das propriedades da liga. No primeiro caso, o resultado foi a confecção e comercialização de instrumentos endodônticos com diversas variações geométricas, principalmente com relação à secção transversal, conicidade e passo de rosca. Grande parte dos estudos experimentais sobre o comportamento mecânico de limas se concentrou, até recentemente, em

aspectos geométricos das mesmas. Nos últimos anos, os fabricantes passaram a concentrar seus esforços em diferentes condições de tratamento termomecânico, permitindo a obtenção de ligas NiTi aplicadas a limas com diferentes propriedades. Um exemplo é a introdução no mercado de uma liga NiTi com características diferentes das convencionais superelásticas, comercialmente chamada de *Controlled Memory* (CM), fabricada pela DS Dental (Johnson City, TN, EUA). Esta liga faz com que o instrumento permaneça deformado após o uso, sendo a recuperação da forma obtida no processo de esterilização em estufa para reuso. Em outras palavras, o material apresenta o Efeito Memória de Forma [7]. Esse comportamento é característico da liga NiTi abaixo da temperatura M_f (*martensite finish temperature*), onde a fase martensita B19' é estável. A grande dificuldade encontrada em trabalhos experimentais é comparar resultados entre os diferentes modelos de instrumento no mercado. Ligas com novas propriedades estão sempre atreladas a geometrias também distintas, ou vice-versa. Ou seja, é sempre difícil avaliar unicamente o efeito de ajustes na geometria ou das propriedades do material diretamente no produto acabado. Sendo assim, o método dos elementos finitos (MEF) é uma alternativa vantajosa no estudo do comportamento mecânico de instrumentos endodônticos, uma vez que permite o estudo do comportamento de limas com mesma geometria mas diferentes materiais (modelos constitutivos) ou de diferentes geometrias mantendo-se o mesmo modelo constitutivo, limitando o problema a apenas uma variável.

Logo, o objetivo deste trabalho é contribuir no desenvolvimento de novas soluções para a terapia endodôntica através do uso da análise por elementos finitos. Primeiramente comparou-se testes de flexão e torção com simulações realizadas sob as mesmas condições para validação. Uma vez validada a metodologia, pôde-se avaliar o comportamento de uma lima de NiTi CM em comparação a outras duas de aço inoxidável e NiTi superelástico com mesma geometria.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Elaboração do Modelo de Elementos Finitos

As geometrias dos instrumentos ProTaper Universal F1 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) e Mtwo 25.06 (VDW, Munich, Alemanha) foram selecionadas para a elaboração dos modelos geométricos tridimensionais (3D). Os instrumentos foram submetidos à micro-tomografia computadorizada (Micro-CT) (eXplore Locus SP; GE Healthcare, Waukesha, WI, EUA) em intervalos de 12 μm . As imagens resultantes foram segmentadas (Mimics, Materialise HQ, Leuven, Bélgica) para formar modelos geométricos 3D. As hastes dos instrumentos foram posteriormente inseridas nos modelos com o auxílio do software SolidWorks 2010 (three-dimensional computer-aided design software, Concord, MA, EUA).

A malha de elementos finitos dos modelos foi construída no software ABAQUS 6.9-1 (SIMULIA, Providence, RI, EUA) com elementos tetraédricos quadráticos de dez nós. Ao final, dois modelos de elementos finitos, com geometrias diferentes, estavam prontos para serem estudados. As etapas de elaboração dos modelos são sintetizadas na Figura 1, tendo a lima ProTaper F1 como exemplo.

2.2 Modelos Constitutivos

Ensaio de tração foram realizados em fios de NiTi superelástico e corpos de prova de aço inoxidável em uma máquina Instron 5582 (Instron, Norwood, MA, EUA) em temperatura ambiente com uma taxa de $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$.

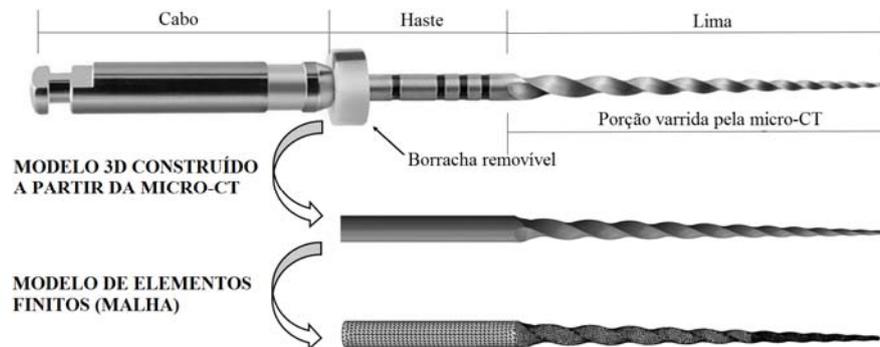


Figura 1. Elaboração do modelo de elementos finitos (Lima F1).

As curvas resultantes dos ensaios são exibidas na Figura 2. Destas curvas foram extraídos os dados de entrada para a elaboração do modelo constitutivo. Dados semelhantes foram colhidos da literatura [8] para o NiTi CM, uma vez que este material não possui fios disponíveis no mercado para ensaio.

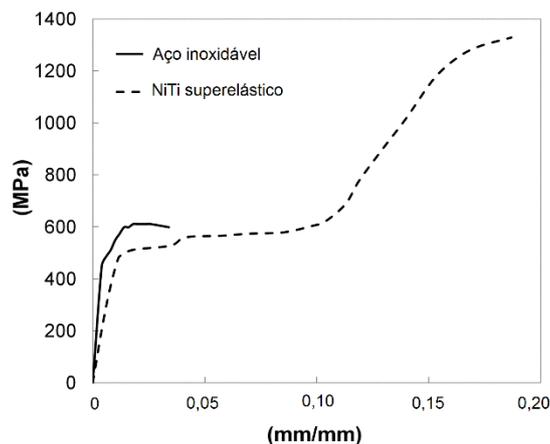


Figura 2. Curvas tensão-deformação para o aço-inoxidável e NiTi superelástico.

O comportamento superelástico da liga pôde ser descrito com o auxílio de uma sub-rotina implementada e comercializada em ABAQUS, tendo como base o modelo analítico desenvolvido por Auricchio e Petrin [9]. Os principais parâmetros dessa rotina são mostrados na Figura 3 e descritos pela Tabela 1.

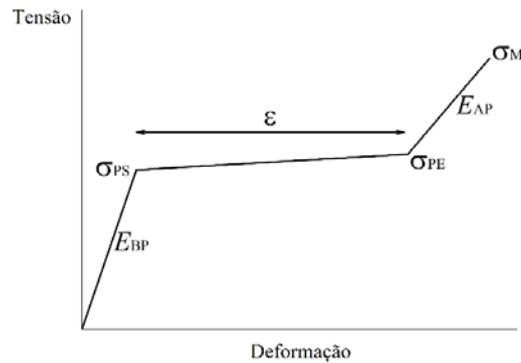


Figura 3. Parâmetros utilizados no modelo constitutivo.

Tabela 1. Descrição dos parâmetros usados no modelo constitutivo

Parâmetros (unidades)	Descrição
E_{BP} (MPa)	Módulo elástico antes do patamar
ν	Razão de Poisson
E_{AP} (MPa)	Módulo elástico após o patamar
ϵ (%)	Deformação de patamar
σ_{PS} (MPa)	Tensão no início do patamar
σ_{PE} (MPa)	Tensão no fim do patamar
T_0 (°C)	Temperatura de referência
σ_M (MPa)	Máxima tensão antes do regime

2.3 Condições de Contorno

As condições de contorno foram baseadas em ensaios experimentais de flexão e torção em limas que obedecem a norma ISO 3630-1 [10]. A Figura 4 mostra os ensaios experimentais de flexão e torção e respectivas condições de contorno para a simulação.

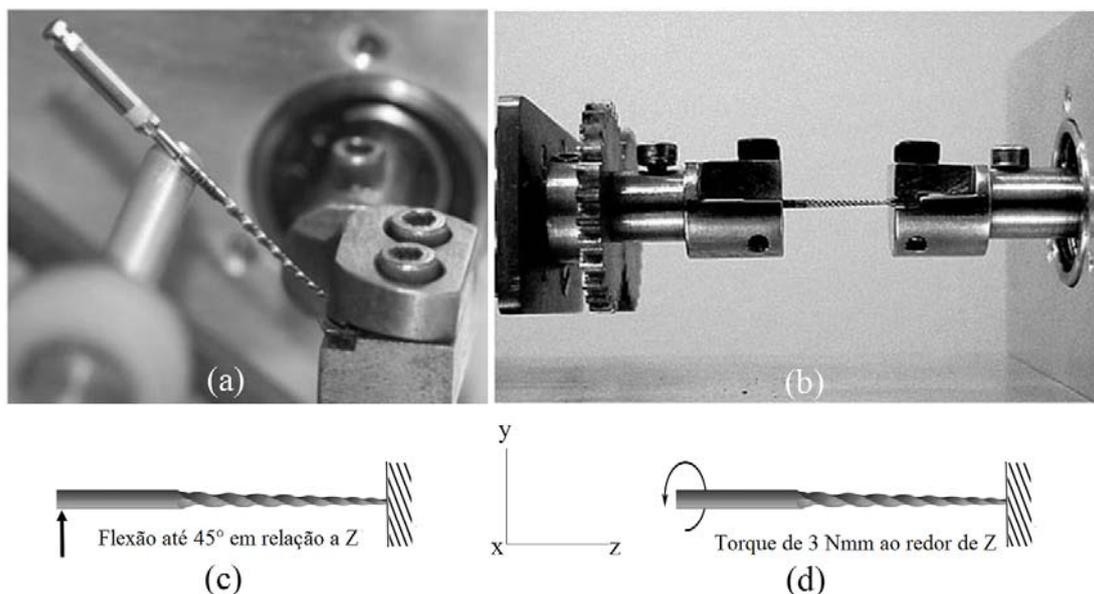


Figura 4. Teste de flexão (a) e torção (b) e respectivas condições de contorno (c) (d).

No ensaio de flexão, a lima é presa a três milímetros da ponta e fletida até 45° de inclinação, sendo o momento necessário para este movimento medido. No ensaio de torção, a lima é presa no mesmo ponto e um torque é aplicado. O resultado final, são curvas de momento versus deslocamento para ambos os testes.

Neste trabalho, primeiramente, validou-se os modelos construídos, comparando-se as curvas momento versus deslocamento experimentais previamente realizadas em instrumentos endodônticos de NiTi superelástico com as curvas calculadas pela simulação. Posteriormente, comparou-se o efeito do modelo constitutivo da liga NiTi CM com uma liga NiTi superelástica convencional e com aço inoxidável, aplicando as propriedades destes materiais a um mesmo modelo geométrico.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 Comparação Entre Experimental e Simulado

A Figura 5 exibe a distribuição de tensões nas secções transversais das limas Mtwo e F1 de NiTi superelástico convencional. Nota-se que os máximos valores de tensão são encontrados na lima F1 quando as limas são fletidas até 45° (aproximadamente 1200 MPa).

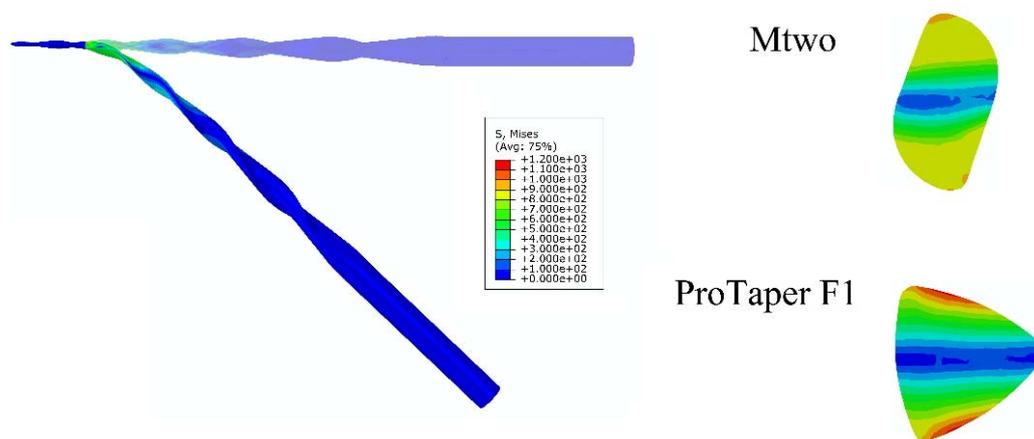


Figura 5. Condição geral de flexão e distribuição de tensões nas secções transversais das limas Mtwo e ProTaper F1 quando fletidas.

Por outro lado, os valores de tensão sob torção para ambos os instrumentos foram muito próximos (valores máximos na ordem de 550 MPa), como mostra a Figura 6.

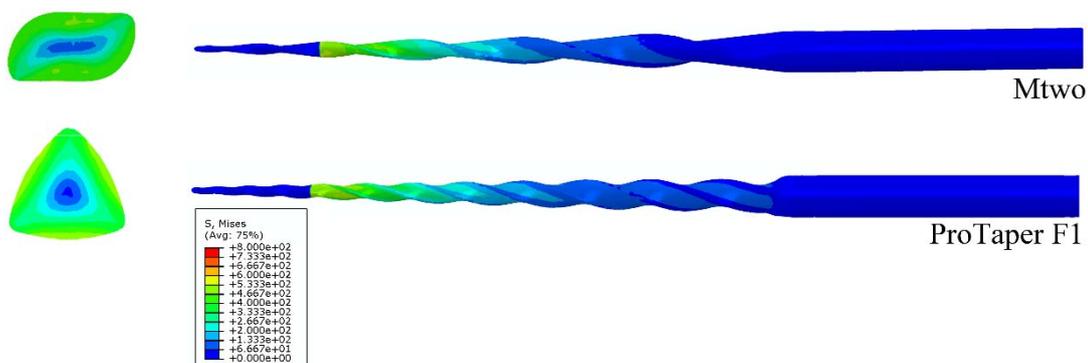


Figura 6. Distribuição de tensões nas secções transversais das limas Mtwo e ProTaper F1 quando submetidas a torção.

Logo, pode-se afirmar que a geometria do instrumento Mtwo apresenta menores níveis de tensão quando fletidas e, durante a formatação de canais curvos, poderá ser mais resistente à fadiga. Embora a fadiga sob flexão é uma condição dinâmica, ela está diretamente relacionada com os níveis de tensão desenvolvidos durante a flexão.

Curvas deslocamento versus momento foram selecionadas a partir de testes de flexão e torção experimentais. Para cada instrumento, foram selecionadas 12 curvas para cada condição. As curvas médias, juntamente com as barras de desvio padrão são exibidas nas Figuras 7 e 8. Curvas simuladas do mesmo tipo foram obtidas para cada situação e comparadas com as curvas experimentais.

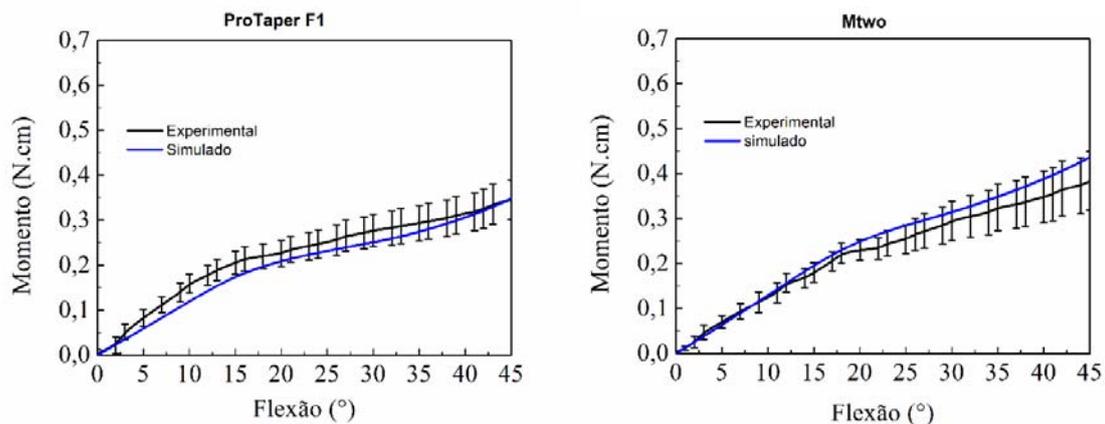


Figura 7. Comparação entre as curvas momento x deslocamento experimentais e calculadas por simulação na condição de flexão para os instrumentos Mtwo e ProTaper F1.

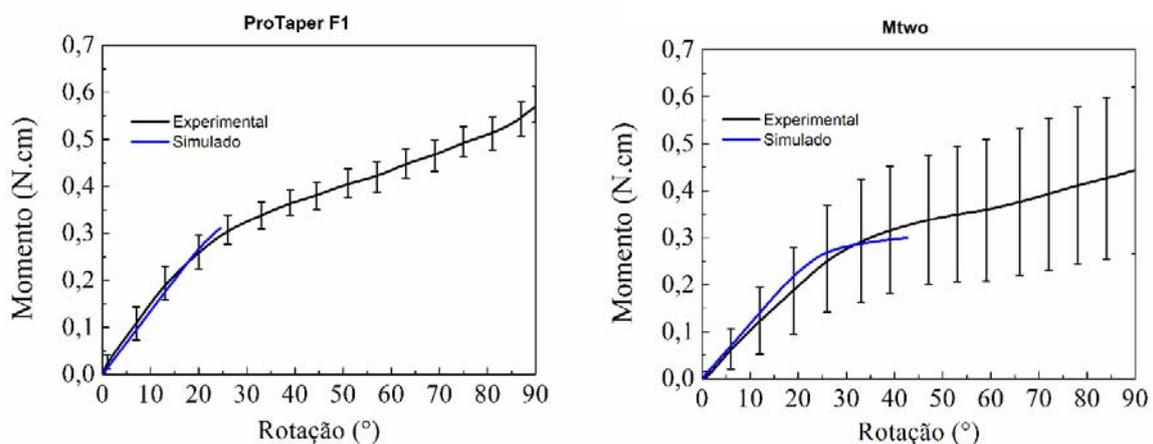


Figura 8. Comparação entre as curvas momento x deslocamento experimentais e calculadas por simulação na condição de torção para os instrumentos Mtwo e ProTaper F1.

Nota-se que as curvas calculadas se posicionam, na maior parte dos casos, dentro da barra de erros, o que é um indicativo do bom ajuste entre simulado e experimental. Uma observação importante deve ser feita com relação às curvas de torção, o momento aplicado na simulação foi de 0,3 N.cm, valor escolhido por uma questão de convergência. Acima de 0,3 N.cm, as simulações se tornavam muito morosas e na maioria dos casos não se completavam. Para valores maiores que 0,3 N.cm, sugere-se trabalhar uma malha de elementos maiores, porém, menos precisa. As curvas experimentais podem se entender até a fratura do instrumento.

Com estes resultados, pode-se afirmar que a simulação por elementos finitos é uma ferramenta adequada ao estudo do comportamento mecânico de instrumentos

endodônticos. A partir dessa validação, outras perguntas podem ser feitas e respondidas com a simulação, desde que a mesma metodologia seja aplicada.

3.2 Influência do Modelo Constitutivo no Comportamento Mecânico das Limas

A geometria da lima ProTaper F1 foi escolhida para a comparação entre NiTi CM, NiTi convencional superelástico e aço inoxidável. As mesmas condições de flexão e torção foram aplicadas e curvas deslocamento versus flexão foram obtidas via simulação (Figura 9).

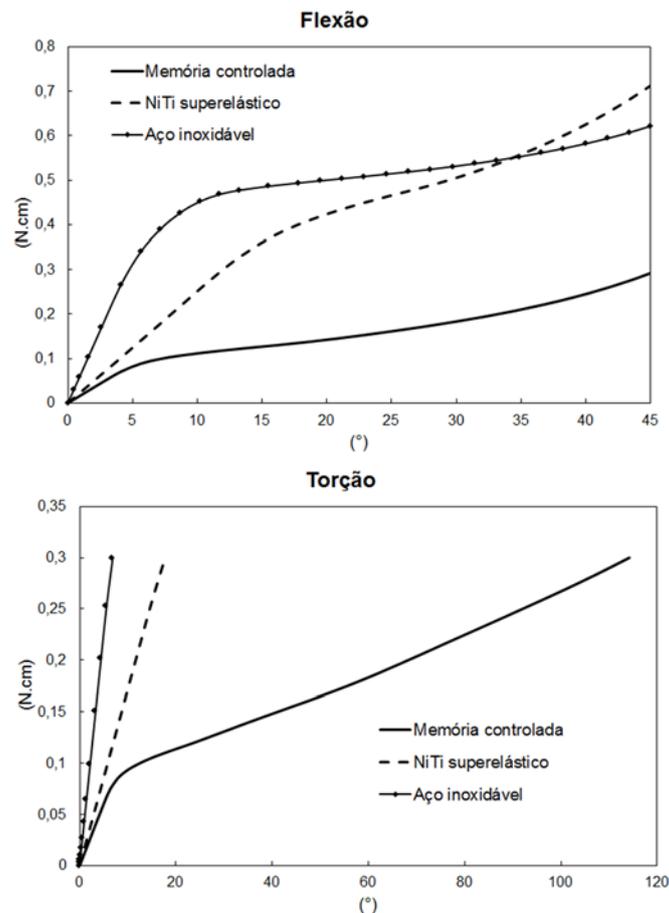


Figura 9. Curvas deslocamento x momento em flexão e torção para os três modelos constitutivos em comparação.

Através das destas curvas, é possível verificar que, para fletir-se uma lima feita de NiTi CM, é necessário menos esforço em comparação a uma lima de NiTi superelástico ou aço inoxidável. Logo, uma lima de NiTi CM apresenta uma maior flexibilidade em comparação às outras limas, fato que explica também o grande deslocamento angular sofrido por esta lima em torção.

Como discutido anteriormente, a flexibilidade é uma das propriedades mais importantes que um instrumento pode apresentar quando na formatação de canais curvos. O fato da liga NiTi CM apresentar martensita estável em sua estrutura facilita a obtenção de um instrumento mais flexível, uma vez que esta fase apresenta um menor módulo de elasticidade e um patamar na curva tensão x deformação também mais baixo quando comparado ao NiTi austenítico e superelástico.

Logo, a liga NiTi CM pode apresentar vantagens durante o uso em relação às convencionais ligas NiTi superelásticas.

4 CONCLUSÃO

Neste trabalho buscou-se validar uma metodologia de estudo do comportamento mecânico de instrumentos endodônticos de NiTi através do método dos elementos finitos. Em seguida, comparou-se o desempenho de três diferentes tipos de ligas usadas em limas. Com base nos resultados, concluiu-se:

- O MEF é uma ferramenta interessante no estudo do comportamento mecânico de limas, uma vez que a concordância entre os resultados experimentais e simulados foi satisfatória.
- A liga NiTi CM resultou em um instrumento mais flexível quando fletido, o que aponta uma vantagem em relação a instrumentos feitos de NiTi superelástico ou de aço inoxidável.
- Embora haja diferenças em termos de comportamento entre diferentes geometrias (Mtwo e F1), melhorias realmente efetivas são obtidas por meio do uso de ligas com diferentes propriedades.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Universidade de Zaragoza, Espanha, pelas medidas de micro-tomografia. Este trabalho foi parcialmente financiado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES/PROEX); Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e Pró-reitora de Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais.

REFERÊNCIAS

- 1 Petrini L, Necchi S, Taschieri S, Magliavacca, F. Numerical study on the influence of material characteristics on Ni-Ti endodontic instrument performance. *Journal of Materials Engineering and Performance*. 2009;18(5-6):631-637.
- 2 Walia H, Brantley WA, Gerstein HN. A initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*. 1988;14 (7):346-351.
- 3 Glosson CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CA. Comparison of root canal preparations using NiTi hand, NiTi engine driven and K-Flex endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1995;21:146-151.
- 4 Otsuka K, Wayman CM. *Shape Memory Materials*. Cambridge University Press, Cambridge, UK, 1988.
- 5 Pruett J, Clement D, Carnes DJ. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1997;23(2):77-85.
- 6 Melo MCC, Bahia MGA, Buono VTL. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2002;28(11):765-769.
- 7 Santos LA, Las Casas EB, Bahia MGA, Buono VTL. Comparison of the Mechanical Behavior between Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Files via Finite Element Analysis. *Journal of Endodontics*. 2013;39(11):1444-1447.
- 8 Zhou H, Shen Y, Zheng W. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2012;38:1535-1540.
- 9 Auricchio F, Petrini L. A three-dimensional model describing stress-temperature induced solid phase transformations: solution algorithm and boundary value problems. *International Numerical Methods Engineering*; 2004;61:807-836
- 10 International Organization for Standardization ISO 3630-1. Dental root canal instruments—part 1: files, reamers, barbed broaches, rasps, paste carriers, explorers and cotton broaches. 1992.