

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Faculdade de Odontologia

“INFLUÊNCIA DA DEFORMAÇÃO CÍCLICA EM TORÇÃO NA RESISTÊNCIA À FADIGA FLEXURAL DOS INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NITI *HYFLEX CM*, *TYPHOON CM* E *VORTEX BLUE*.”

Túlio César Modesto Silva

Belo Horizonte
Julho/2016

Túlio César Modesto Silva

“INFLUÊNCIA DA DEFORMAÇÃO CÍCLICA EM TORÇÃO NA RESISTÊNCIA À FADIGA FLEXURAL DOS INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NITI *HYFLEX CM, TYPHOON CM E VORTEX BLUE.*”

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Endodontia - Propriedades físicas, químicas e biológicas dos materiais odontológicos.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Cecília Diniz Viana de Castro

Co-orientador: Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono

**Faculdade de Odontologia
Universidade Federal de Minas Gerais
Belo Horizonte
Julho/2016**

FICHA CATALOGRÁFICA

S586i
2016
T

Silva, Túlio César Modesto
Influência da deformação cíclica em torção na resistência à fadiga flexural dos instrumentos rotatórios de NiTi Hiflex CM, Typhoon CM e Vortex Blue / Túlio César Modesto Silva. – 2016.
47 f.: il.

Orientador (a): Ana Cecília Diniz Viana de Castro
Coorientador (a): Vicente Tadeu Lopes Buono

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Odontologia.

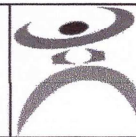
1. Torção mecânica. 2. Fadiga. 3. Ligas. 4. Instrumentos odontológicos – utilização. I. Castro, Ana Cecília Diniz Viana de. II. Buono, Vicente Tadeu Lopes. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia. IV. Título.

BLACK D047



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



FOLHA DE APROVAÇÃO

“INFLUÊNCIA DA DEFORMAÇÃO CÍCLICA EM TORÇÃO NA RESISTÊNCIA À FADIGA FLEXURAL DOS INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NÍTI HYFLEX, TYPHOON E VORTEX BLUE.”

TÚLIO CÉSAR MODESTO SILVA

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, como requisito para obtenção do grau de Mestre em ODONTOLOGIA, área de concentração ENDODONTIA.

Aprovada em 14 de julho de 2016, pela banca constituída pelos membros:

Prof(a). Ana Cecilia Diniz Viana - Orientador
Faculdade de Odontologia da UFMG

Prof(a). Isabella Faria da Cunha Peixoto
PUC-Minas

Prof(a). Rafael Rodrigues Soares de Magalhães
FEAD

Belo Horizonte, 14 de julho de 2016.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



ATA DA DEFESA DE DISSERTAÇÃO DO ALUNO TÚLIO CÉSAR MODESTO SILVA

Aos 14 dias de julho de 2016, às 08:30 horas, na sala 3403 da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, reuniu-se a Comissão Examinadora composta pelos professores Ana Cecilia Diniz Viana (Orientadora) – FO/UFGM, Isabella Faria da Cunha Peixoto – PUCMG e Rafael Rodrigues Soares de Magalhães – FEAD, para julgamento da dissertação intitulada: **INFLUÊNCIA DA DEFORMAÇÃO CÍCLICA EM TORÇÃO NA RESISTÊNCIA À FADIGA FLEXURAL DOS INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NITI HYFLEX, TYPHOON E VORTEX BLUE**. A Presidente da Banca, abriu os trabalhos e apresentou a Comissão Examinadora. Após a exposição oral do trabalho pelo aluno e arguição pelos membros da banca, a Comissão Examinadora considerou o candidato:

Aprovado

Reprovado

Finalizados os trabalhos, lavrou-se a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos demais membros da Comissão. Belo Horizonte, 14 de julho de 2016.


Prof(a). Ana Cecilia Diniz Viana


Prof(a). Isabella Faria da Cunha Peixoto


Prof(a). Rafael Rodrigues Soares de Magalhães

DEDICATÓRIA

À **Silvia**, por ter acreditado e me acompanhado desde os primeiros passos nessa jornada, pelo incentivo e apoio em todos os momentos que dediquei a esse trabalho, muito obrigado pelo amor, pelo carinho, pela companhia e pelos momentos que estivemos juntos. E a **Deus**, por me dar força para seguir e oportunidade de compartilhar esses momentos.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos meus **pais** e à minha **irmã**, por me ensinarem que a maior riqueza que um ser humano pode acumular é o conhecimento.

À **Eufemia** pela amizade, pelos momentos de diversão, mas principalmente pelo esforço e pelo árduo trabalho durante todo o processo de desenvolvimento deste projeto. Por encarar os desafios junto comigo, por sua competência, disponibilidade e incentivo. **“Te quiero mucho!”**

À **Profª. Drª. Ana Cecília Diniz Viana**, obrigado pela oportunidade, pela orientação e gentileza em todos os momentos.

Ao **Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Bueno**, pelos ensinamentos, bom humor e paciência, pela disponibilidade em ajudar principalmente nos assuntos da engenharia.

AGRADECIMENTOS

À **(EME) Equipe Mineira de Endodontia**, por proporcionar o início do meu caminho pela Docência. Obrigado pela parceria!

À **Profª. Drª. Isabella Faria da Cunha Peixoto**, pela participação fundamental na execução e conclusão deste trabalho.

À **Profª. Drª. Maria Guiomar de Azevedo Bahia**, pela competência que estimulou meu crescimento profissional, minha referência como pesquisadora.

Ao **Prof. Dr. Antônio Paulino Ribeiro Sobrinho**, pelos conselhos e ensinamentos, apoio e incentivo constantes durante estes anos de estudo.

Ao **Pedro Damas Resende**, não só por auxiliar na estatística deste trabalho, mas também por todas as contribuições que foram indispensáveis.

Aos colegas **Gustavo, Luiza e Daniela**, pelo agradável trabalho em equipe durante todo o trajeto do mestrado.

Aos **Professores Dr. Leandro Arruda e Dr. Diego e à Laís** pela colaboração para a realização deste trabalho pela ajuda e acolhida no laboratório da EEUFMG. E à **Patrícia Mara Trigueiro**, pela boa vontade em me ajudar no Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura.

À **Profª. Drª. Érika Sales Joviano Pereira** pela constante disponibilidade e pelo empenho e boa vontade na aquisição dos instrumentos utilizados neste projeto.

À **Drª. Dalila**, por ser o meu suporte no consultório durante as minhas ausências. Ao querido Zezé “*in memoriam*”, grande incentivador. E ao **Mauro Leal**, pelas estadias em Belo Horizonte.

Ao **Colegiado de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da UFMG** pelo apoio e comprometimento. À **CAPES, FAPEMIG e CNPq** pelo auxílio financeiro.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO	15
2. OBJETIVOS	22
2.1. Objetivo Geral	22
2.2. Objetivos Específicos	22
3. ARTIGO CIENTÍFICO	24
“The influence of cyclic torsional straining on the flexural fatigue resistance of <i>Hyflex CM</i> , <i>Typhoon CM</i> , and <i>Vortex Blue</i> rotary NiTi instruments.”	
4. CONSIDERAÇÕES FINAIS	42
5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	45

RESUMO

“Influência da deformação cíclica em torção na resistência a fadiga flexural dos instrumentos rotatórios de NiTi *Hyflex CM*, *Typhoon CM* e *Vortex Blue*. ”

Os instrumentos rotatórios de NiTi são submetidos simultaneamente a tensões cíclicas flexurais e torcionais durante preparo de canais radiculares. As propriedades mecânicas destes instrumentos são afetadas por fatores como geometria, microestrutura, composição química da liga e tratamentos termomecânicos. Neste estudo avaliou-se a influência da deformação cíclica por torção na resistência à fadiga flexural de instrumentos *Hyflex CM* (HF; Coltene/ Whaladent Inc.), *Typhoon CM*, (TYP; Clinician'sChoice Dental Products,) e *Vortex Blue* (VB; Dentsply Tulsa Dental), calibre e *taper* 30/.06. Dez instrumentos novos de cada sistema foram ensaiados em um dispositivo de bancada para a determinação do número médio de ciclos até a fratura por fadiga (Nf), e outro grupo (n=10) foi submetido a um carregamento cíclico torcional de 20 ciclos contínuos de 0° a 180°. Após o carregamento, os instrumentos foram ensaiados até a ruptura por fadiga flexural nas mesmas condições que o controle. As superfícies longitudinais, bem como as superfícies de fratura por fadiga foram examinadas em microscópio eletrônico de varredura. Os resultados foram analisados pelo teste ANOVA ($\alpha = .05$). Os instrumentos HF novos mostraram-se mais resistentes à fratura por fadiga ($P < .05$) seguidos por VB e TYP. Durante a ciclagem em torção, os instrumentos apresentaram redução no torque após o primeiro ciclo, com tendência à estabilização nos ciclos subsequentes. A maior queda nos valores médios de torque foi observada nos instrumentos TYP. Após o carregamento em torção, houve redução de 20%, 39% e 45% nos valores médios de Nf dos instrumentos HF, VB e TYP, respectivamente. Trincas longitudinais, decorrentes da ciclagem torcional não foram visualizadas em instrumentos CM (HF e TYP), apenas em VB. A superfície de fratura dos instrumentos HF mostrou maiores áreas de nucleação e crescimento lento de trincas. Os instrumentos avaliados, que envolvem tratamentos térmicos em sua fabricação, apresentaram comportamentos e possivelmente microestruturas distintas. Houve uma redução da resistência à fadiga após a deformação cíclica em todos os instrumentos avaliados.

Palavras-chave: Torção Mecânica. Fadiga, Ligas, Instrumentação, Instrumentos CM, Tratamento Termomecânico, Carregamento Cíclico.

ABSTRACT

“The influence of cyclic torsional straining on the flexural fatigue resistance of *Hyflex CM*, *Typhoon CM*, and *Vortex Blue* rotary NiTi instruments”

The NiTi rotary instruments undergo simultaneous flexural and torsional stresses during the root canal shaping. The mechanical properties of these instruments are influenced by many factors such as geometry, microstructure, chemical composition of the alloy and thermomechanical treatments. In this study, the influence of cyclic torsional straining on the fatigue resistance of different thermal treated instruments was assessed. *Hyflex CM* (HF; Coltene/ Whaladent Inc.), *Typhoon CM*, (TYP; Clinician’sChoice Dental Products,) e *Vortex Blue* (VB; Dentsply Tulsa Dental), size and taper 30/.06 were the instruments chosen, based on their geometry and specific characteristics of their manufacturing process. Ten new instruments for each system were tested in a bench test device to determine the mean value of the number of cycles to failure (Nf) of new instruments (GC, Control Group); another group (of 10 instruments) was submitted to 20 cycles of torsional straining between 0° and 180°. After the cyclic straining, the instruments (EG, Experimental Group) were submitted to fatigue until rupture under the same conditions of the control group. The longitudinal area and the fatigue fracture surfaces were examined by scanning electron microscopy (SEM). The results were analyzed by one-way analysis of variance ANOVA ($\alpha = .05$). The new HF instruments displayed a higher resistance to fatigue ($P < .05$), followed by VB and TYP. During the torsional preloads, the instruments exhibited a decrease in the torque values after the first cycle, with a tendency of stabilization in the following cycles. The lowest mean torque value was observed for the TYP instruments. After the torsional preloads, there was reduction of 20%, 39% and 45% of the mean Nf values for the instruments HF, VB and TYP, respectively. Longitudinal cracks, generated during the torsional preload were not observed in the CM instruments (HF and TYP), but were present in VB files. The instruments evaluated that involve a thermal treatment during its manufacturing, presented different mechanical behavior and possible distinct microstructure. There was a reduction in fatigue resistance after cyclic deformation in all instruments evaluated.

Key words: Mechanical Torsion, Fatigue, Alloy, Instrumentation, CM instruments, Thermomechanical Treatment, Cyclic Loading.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

O sucesso da terapia endodôntica é determinado pelo controle microbiano resultado de um criterioso processo de limpeza e formatação do sistema de canais radiculares (SCR), seguido por uma obturação adequada que preencha o espaço anteriormente ocupado pelos tecidos pulpare. Seu objetivo é manter e/ou restabelecer o reparo tecidual e conseqüentemente a função do elemento dentário.

A etapa de limpeza e formatação fica a cargo dos mais diversos tipos de instrumentos, complementados pela irrigação química. Nas últimas décadas, devido às propriedades do Níquel-Titânio (NiTi), que conferem aos instrumentos uma alta flexibilidade e resistência mecânica, vários sistemas rotatórios com diferentes configurações têm sido desenvolvidos. Estes sistemas têm ainda como vantagens reduzir o tempo de preparo, simplificar o procedimento e, principalmente, reduzir os erros associados ao processo de formatação do SCR (WALIA *et al.*, 1988; PETTIETTE *et al.*, 2001; PETERS, 2004; BAHIA E BUONO, 2005; BAHIA *et al.*, 2005).

As ligas NiTi possuem propriedades particulares, denominadas superelasticidade (SE) e efeito de memória de forma (EMF). Ambas estão associadas a uma mudança de fase no estado sólido da liga, que pode ser induzida por aplicação de tensão ou redução de temperatura, denominada transformação martensítica (TM) (OTSUKA & WAYMAN, 1998; THOMPSON, 2000).

A TM ocorre entre uma fase de estrutura cristalina cúbica de corpo centrado do tipo B2, denominada austenita (Fase β ou Fase Parente) e uma fase de mais baixa simetria, de estrutura monoclinica denominada martensita (B19' ou Fase Produto). Uma fase intermediária, denominada Fase R, pode estar presente em ligas NiTi ricas em níquel ou que foram submetidas a tratamentos térmicos. O mecanismo dessa transformação se dá por cisalhamento, onde cooperativamente os átomos se movem sem alterar a composição química da matriz, e são rearranjados em uma nova estrutura cristalina mais estável. Retirando a tensão ou aumentando a

temperatura, a transformação reversa (TR) de martensita para austenita ocorre (OTSUKA & WAYMAN, 1998; THOMPSON, 2000).

Em instrumentos endodônticos de NiTi convencionais superelásticos, a tensão imposta pela curvatura do canal é que desencadeia a TM. A tensão cessa quando o instrumento é retirado do interior do canal e ocorre a transformação reversa (TR), restaurando a forma original do mesmo (THOMPSON, 2000; BAHIA *et al.*, 2005).

Melhorias nas ligas NiTi podem ser obtidas por meio de tratamentos térmicos e variação da sua composição química. Por meio do aumento do teor de níquel e do recozimento da liga, haverá a tendência da formação de precipitados, dentre eles, o precipitado Ti_3Ni_4 demonstra ser o mais benéfico, provocando o aumento das temperaturas de Af e um efeito conhecido como endurecimento da matriz por precipitação de material, melhorando a capacidade de recuperação do EMF e SE (SABURI *et al.*, 1982; ALLAFI *et al.*, 2002; BRAGA *et al.*, 2014).

Outra característica do precipitado Ti_3Ni_4 , é a sua atuação como centros de nucleação para a formação de Fase R durante a TM. Tal comportamento se dá pelo fato de os precipitados induzirem campos de tensão na matriz circundante, gerando forte resistência à grandes transformações associadas com a formação de B19', levando à formação da Fase R (ALLAFI *et al.*, 2002).

Durante a formatação do canal radicular, os instrumentos de NiTi são submetidos a cargas cíclicas flexurais e torcionais simultaneamente. Estas tensões, variando com o tempo, podem levar à fadiga e à fratura do instrumento (PRUETT, 1997). Dois mecanismos distintos de fratura foram descritos por SATTAPAN *et al.*, 2000: fratura por torção e fadiga por flexão, ambas dependendo da geometria e diâmetros, do canal radicular e dos instrumentos.

A utilização de instrumentos em canais curvos requer a flexão do mesmo durante cada rotação, resultando em ciclos de compressão e tração que poderão levar à fadiga flexural do material (PRUETT *et al.*, 1997; BAHIA & BUONO, 2005). Por sua vez, a sobrecarga e ruptura torcional ocorre quando alguma parte do instrumento se

prende as paredes do canal enquanto a haste continua girando, assim o limite elástico do metal é excedido fazendo que o instrumento sofra uma deformação plástica seguida de fratura (GAMBARINI, 2000).

É sabido que cargas flexurais desenvolvidas durante a formatação de canais radiculares curvos podem diminuir a resistência torcional dos instrumentos (ULMAN e PETERS, 2005; SHEN, 2013; CAMPBELL, 2014). Porém, a influência das cargas torcionais sobre a resistência à fadiga flexural é pouco pesquisada. A influência de um carregamento cíclico torcional no comportamento em fadiga flexural em instrumentos *K3 25/.06* foi avaliado por BARBOSA *et al.*, em 2007. Esses autores observaram que, mesmo com cargas torcionais abaixo do limite elástico do material, a resistência à fadiga flexural foi reduzida. Em um estudo de Bahia *et al.* (2008) avaliando instrumentos endodônticos de NiTi *K3*, os autores concluíram que o carregamento cíclico em torção diminuiu a resistência à fadiga flexural, embora não tenha afetado a sua resistência a torção. Este comportamento está associado à geração de trincas longitudinais durante os ciclos de carregamento torcional, pois essas trincas podem agir como sítios de nucleação para as trincas de fadiga flexural.

Recentemente, PEDULLÀ *et al.* (2014) avaliaram o efeito de diferentes cargas torcionais sobre a resistência à fadiga de três instrumentos endodônticos (*MTwo*, *Protaper Next* e *Hyflex*). Concluíram que, em geral, a resistência à fadiga dos instrumentos analisados foi reduzida após terem sofrido carregamento torcional prévio.

Nos últimos anos, várias tecnologias foram desenvolvidas para aperfeiçoar a microestrutura do NiTi, numa tentativa dos fabricantes em melhorar as propriedades mecânicas e resistência à fratura dos mesmos. Modificações induzidas através de tratamentos térmicos e/ou termomecânicos são as mais utilizadas para melhorar as propriedades dos instrumentos fabricados a partir desta liga, levando ao desenvolvimento dos atuais instrumentos endodônticos (SHEN *et al.*, 2013).

A tecnologia *M-Wire* (*Dentsply Tulsa Dental Specialties*) foi introduzida no mercado em 2007; esta liga é produzida por meio da aplicação de um tratamento

termomecânico que resulta na presença simultânea de austenita e martensita e os instrumentos com ela fabricados possuem maior flexibilidade e resistência à fadiga. A composição do M-Wire é de Nitinol 508 submetido a tensões específicas e tratamentos térmicos de banhos frios (entre 0°C e 10°C) e de banhos quentes (entre 100°C e 180°C). Os instrumentos fabricados a partir do *M-Wire* incluem os sistemas *ProFile GT-X*, *ProFileVortex*, *Reciproc* e *WaveOne* (BERENDT, 2007; JOHNSON *et al.*, 2008; ALAPATI *et al.*, 2009; PEIXOTO *et al.*, 2010; PEREIRA *et al.*, 2012; SHEN *et al.*, 2013).

JOHNSON *et al.* (2008) compararam instrumentos endodônticos com a mesma geometria, mas produzidos por diferentes tipos de liga NiTi. Foi constatado que instrumentos fabricados a partir do *M-Wire* apresentaram maior resistência à fadiga, enquanto a resistência à torção foi mantida semelhante entre os grupos *ProFile* e *ProFileVortex*. Posteriormente, estudos adicionais verificaram maior resistência à fadiga em instrumentos *GT X*, fabricados com *M-Wire*, comparados aos instrumentos *GT*, fabricados a partir de fios de NiTi convencional (GAO *et al.*, 2010; PEIXOTO *et al.*, 2010).

Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK) é um sistema fabricado por um método único de processamento. Após serem usinados, estes instrumentos passam por um tratamento térmico resultando em uma cor azul singular, devido à formação de uma camada de óxido de titânio, não comumente vista em outros instrumentos de NiTi superelásticos convencionais.

Em 2012, GAO *et al.*, fabricaram protótipos de instrumentos *ProFile Vortex (PV)*, de taper 25/.06 com diferentes matérias-primas, de forma a avaliar suas propriedades mecânicas e resistência à fadiga. Os resultados mostraram uma resistência à fadiga e flexibilidade significativamente superiores para os protótipos *Vortex Blue* em comparação aos outros instrumentos fabricados a partir de NiTi convencional e aço inoxidável. Outro estudo avaliando a resistência à fadiga entre três instrumentos endodônticos, *Vortex Blue* apresentou uma superioridade em relação aos demais. Diferenças significativas demonstraram que os instrumentos *Vortex Blue* eram mais

resistentes à fadiga seguido dos instrumentos *ProTaper Next* e *ProTaper Universal* (NGUYEN *et al.*, 2014).

Uma maior resistência a fadiga também foi demonstrada por PLOTINO *et al.*, 2014 para os instrumentos *Vortex Blue* em comparação aos instrumentos *Profile Vortex*, de mesmo diâmetro e conicidade. Recentemente, SHEN *et al.*, 2015 analisaram um total de 1136 instrumentos *Vortex Blue* após serem submetidos ao uso clínico, verificando que esses instrumentos apresentam uma maior resistência a fraturas, permitindo uma melhora no desempenho clínico e uma maior segurança no tratamento.

O tratamento térmico e mecânico das ligas de NiTi também deu origem a uma outra tecnologia para fabricação de limas endodônticas, os instrumentos com Memória Controlada (CM). Os instrumentos fabricados com a tecnologia CM, após serem usinados, passam por um tratamento térmico especial que os tornam ainda mais flexíveis e mais resistentes à fadiga, devido à presença de uma maior quantidade da fase martensita presente à temperatura ambiente (TESTARELLI *et al.*, 2011; SHEN, 2011; BRAGA, 2013; CAMPBELL, 2014). Os sistemas *Hyflex CM* (HF; Coltene/Whaledent, Inc, Cuyahoga Falls, OH) e *Typhoon CM* (TYP; Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT) são fabricados com a tecnologia CM.

Em 2011, SHEN *et al.*, ensaiaram em fadiga instrumentos dos sistemas *ProFile*, *Typhoon*, *Typhoon CM*, *NEY Y* e *NEY Y CM*, todos do mesmo calibre e conicidade (25/.04). Os instrumentos *CM* apresentaram uma melhora no desempenho de 3 a 8 vezes, quando comparados aos confeccionados a partir do fio de NiTi convencional. NINAN *et al.*, 2013 avaliaram a flexibilidade de instrumentos *CM*, *M-Wire*, e NiTi superelástico. Os instrumentos *CM* apresentaram elevada flexibilidade quando comparados com os demais tipos de instrumentos.

BRAGA *et al.*, 2014 mostraram que os instrumentos *HF* e *TYP (CM)*, quando testados em bancada de fadiga flexural até a ruptura, apresentaram uma vida em fadiga significativamente superior aos instrumentos *Profile Vortex (PV)*, fabricados com *M-Wire*, e estes foram significativamente superiores aos sistemas *ProTaper*

Universal (PTU) e EndoWave (EW), fabricados com liga NiTi convencional. Entre os instrumentos *CM*, observou-se que o sistema *HF* foi significativamente superior ao *TYP*.

É de grande importância o conhecimento das características geométricas, dimensionais e das propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos recentemente introduzidos no mercado. Uma vez que os tratamentos térmicos e termomecânicos são capazes de alterar a microestrutura, e conseqüentemente o comportamento mecânico dos instrumentos endodônticos de NiTi. Este trabalho pretende avaliar a influência de um carregamento cíclico torcional sobre a resistência à fratura por fadiga flexural dos instrumentos rotatórios *Hyflex CM*, *Typhoon CM* e *Vortex Blue*.

OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo Geral

Avaliar o comportamento mecânico de instrumentos *Hyflex CM*, *Typhoon CM* e *Vortex Blue* calibre e taper 30/.06, verificando a influência de um carregamento cíclico torcional sobre a resistência à fratura por fadiga flexural.

2.2. Objetivos Específicos

Caracterizar as temperaturas de transformação martensítica e reversa dos instrumentos de NiTi *Hyflex CM*, *Typhoon CM* e *Vortex Blue* calibre e taper 30/.06.

Avaliar as características geométricas e dimensionais dos instrumentos de NiTi com Memória Controlada *Hyflex CM*, *Typhoon CM* e *Vortex Blue* a partir das medidas do diâmetro a cada milímetro da parte ativa e da área da seção transversal a 3mm da ponta;

Avaliar a resistência à fadiga dos instrumentos *Hyflex CM*, *Typhoon CM* e *Vortex Blue*, através de ensaios de fadiga flexural;

Avaliar a resistência à fratura dos instrumentos pesquisados após serem submetidos a carregamento cíclico em torção e em seguida ensaiado em fadiga flexural até a ruptura.

ARTIGO CIENTÍFICO

3. ARTIGO CIENTÍFICO

“The influence of cyclic torsional straining on the flexural fatigue resistance of Hyflex, Typhoon, and Vortex Blue rotary NiTi instruments”

Túlio César Modesto, DDS,^{*} Eufemia Carolina Peláez Acosta, DDS,^{*} Pedro Damas Resende,[‡] Isabella Faria da Cunha Peixoto, DDS, MS, PhD, ^{***} Vicente Tadeu Lopes Buono, BS, MS, PhD,[‡] and Ana Cecília Diniz Viana DDS, MS, PhD^{*}

^{*}Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brazil, ^{***} Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais (PUC-MG), [‡]Department of Metallurgical and Materials Engineering, School of Engineering, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brazil.

Key words: Mechanical Torsion, Fatigue, Alloy, Instrumentation, CM instruments, Thermomechanical Treatment, Cyclic Loading.

Correspondence: Professor Vicente T. L. Buono, Department of Metallurgical and Materials Engineering, Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Antonio Carlos 6627 Bloco 2 room 2640, Belo Horizonte, MG 31270-901, Brazil. (e-mail: ybuono@demet.ufmg.br).

Acknowledgements

This work was partially supported by Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), Belo Horizonte, MG, Brazil; Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal de Nível Superior (CAPES), Brasília, DF, Brazil; Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Brasília, DF, Brazil; and Pró-Reitoria de Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil. The authors deny any conflicts of interest related to this study.

Abstract

The NiTi rotary instruments undergo simultaneous flexural and torsional stresses during the root canal shaping. The mechanical properties of these instruments are influenced by many factors such as geometry, microstructure, chemical composition of the alloy and thermomechanical treatments. In this study, the influence of cyclic torsional straining on the fatigue resistance of different thermal treated instruments was assessed. Hyflex CM (HF; Coltene/ Whaladent Inc.), Typhoon CM, (TYP; Clinician'sChoice Dental Products,) e Vortex Blue (VB; Dentsply Tulsa Dental), size and taper 30/.06 were the instruments chosen, based on their geometry and specific characteristics of their manufacturing process. Ten new instruments for each system were tested in a bench test device to determine the mean value of the number of cycles to failure (Nf) of new instruments (GC, Control Group); another group (of 10 instruments) was submitted to 20 cycles of torsional straining between 0° and 180°. After the cyclic straining, the instruments (EG, Experimental Group) were submitted to fatigue until rupture under the same conditions of the control group. The longitudinal area and the fatigue fracture surfaces were examined by scanning electron microscopy (SEM). The results were analyzed by one-way analysis of variance ANOVA ($\alpha = .05$). The new HF instruments displayed a higher resistance to fatigue ($P < .05$), followed by VB and TYP. During the torsional preloads, the instruments exhibited a decrease in the torque values after the first cycle, with a tendency of stabilization in the following cycles. The lowest mean torque value was observed for the TYP instruments. After the torsional preloads, there was reduction of 20%, 39% and 45% of the mean Nf values for the instruments HF, VB and TYP, respectively. Longitudinal cracks, generated during the torsional preload were not observed in the CM instruments (HF and TYP), but were present in VB files. The instruments evaluated that involve a thermal treatment during its manufacturing, presented different mechanical behavior and possible distinct microstructure.

Key words: Mechanical Torsion, Fatigue, Alloy, Instrumentation, CM instruments, Thermomechanical Treatment, Cyclic Loading.

Introduction

Thermomechanical manufacturing technologies have been developed to improve the mechanical properties of NiTi endodontic instruments. This approach allows adjusting transition temperatures of the NiTi alloy, with the objective of controlling its microstructure and thus influencing the mechanical behavior of the instruments (1).

“Controlled Memory” (CM) instruments such as Hyflex CM (HF; Coltene/ Whaladent Inc. Cuyahoga Falls, OH) and Typhoon CM, (TYP; Clinician’s Choice Dental Products, New Milford, CT) represent the latest generation of rotary shape memory NiTi files. According to the manufacturers, because of the chemical compositions and specific manufacturing processes employed, CM instruments do not rebound to their original shape as do conventional NiTi instruments (2, 3, 4, 5). Another example that suffers a proprietary method of processing of NiTi wire is the Vortex Blue rotary file (VB, Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK). These VB instruments present a singular blue color, not commonly seen in the traditional superelastic NiTi files, because of a visible titanium oxide layer formed during the treatment (1, 4, 6, 7). The final goal of these thermal treatments is to produce instruments with greater flexibility and increased resistance to flexural fatigue (4, 8).

Many studies have assessed the fracture behavior of NiTi files, yet the flexural fatigue and torsional failure have been assessed separately (9, 10), with just a few studies considering these two mechanisms together (11, 12, 13, 14).

Nevertheless, it has been demonstrated (11) that torsional cycling decreases the flexural fatigue resistance of superelastic NiTi files, probably because of the generation of longitudinal cracks during the loading, which act as nucleation sites for flexural fatigue cracks (12). It is not very clear yet how thermal-treated NiTi instruments would behave when submitted to this kind of complex multiaxial loading. In fact, lower fatigue crack propagation rates are observed in martensitic NiTi alloys (15, 16). This behavior has been attributed to the large number of interfaces that exist in martensite, which are supposed to dissipate the energy required for crack propagation (15). Therefore, the aim of this study was to evaluate the influence of cyclic torsional loading on the flexural fatigue resistance of the heat-treated HF, TYP, and VB NiTi instruments.

Materials and Methods

A total of 60 new Hyflex, Typhoon and Vortex Blue 30/.06 files were used in this project. These instruments were chosen because of the specific characteristics of their manufacturing process: HF and TYP are CM files, and VB is made of thermal-treated M-Wire. Besides that, TYP and VB files present similar geometric design, with a convex triangular cross section, whereas HF instruments display a triangular cross section.

The files were divided into 2 groups: (i) a Control Group (CG), comprising 10 instruments of each system, which were tested in fatigue to determine the average number of cycles to failure (Nf) of new instruments; and a (ii) Experimental Group (EG), where 10 instruments of each system were cycled in torsion from 0° to 180 ° 20 times and then submitted to fatigue tests until fracture (12).

Ten new instruments of each system were photographed using a high resolution digital camera (20D; Canon; Tokyo; Japan), to evaluate their dimensional characteristics based on the American National Standards Institute/American Dental Association Specification No. 101. The software Image J 1.49 V (National Institute of Health NIH, Bethesda, MD) was employed for the measurements. The cross-sectional area of instruments sectioned at 3 mm from the tip (A3) was also evaluated by means of scanning electron microscopy (SEM) images (FEI, Inspect F50, Hillsboro, OR) using the same software.

Transformation temperatures were determined by differential scanning calorimetry (DSC; Shimadzu DSC 60, Kyoto, Japan). Three tests were performed using different samples of each system; in each test, the sample was heated to 100°C and then cooled to -100°C at a rate of 10°C/min.

The fatigue tests were performed at room temperature in a bench device with an artificial canal made of AISI H13 quenched tool steel, consisting of an arch with an angle of curvature of 45° and a radius of curvature of 5 mm. The selected geometry placed the maximum curvature at 3 mm from the tip (17). The files rotated freely inside of the canal until rupture and the Nf was calculated by multiplying the rotation speed (300 rpm) by the time registered

using a digital chronometer. The point of fracture in relation to the tip was measured with an endodontic ruler.

The torsion tests were performed in an apparatus build based on the International Organization for Standardization ISO 3630-1 (AN8050; Analógica, Belo Horizonte, MG, Brazil). The rotation speed was set clockwise to 2 rpm. The handle was clamped into an appropriate holder and three millimeters of the instrument tip were clipped to a brass jaw to prevent sliding. Continuous recording of torque and angular deflection were provided by specific designed computer program. The machine was programmed to repeatedly perform 20 cycles of torsional loading from 0° angular deflection to 180° and then rotate back to zero applied torque. Each rotation was defined as one cycle. Ten new files of each system were subjected to 20 cycles of torsional preloads as described. Subsequently, these instruments were tested in flexural fatigue until rupture, under the same conditions aforementioned.

Cycled instruments before and after failure in fatigue were observed by SEM. Results of the tests performed were analyzed using one-way analysis of variance ANOVA, and post hoc tukey's test at a significance level of $P > .05$.

Results

The mean values of the diameter at three millimeters from the tip (D3) of the analyzed instruments (HF, TYP and VB) were equal to 0.48 ± 0.01 mm, with no statistical significant differences among instruments ($P > .05$). The instruments with triangular convex cross-section (VB and TYP) showed larger average values of cross-sectional area A3 in comparison with the HF instruments, with triangular cross-sectional area. The average values of the cross-sectional area were, respectively, 0.128 mm^2 , 0.104 mm^2 and 0.089 mm^2 , for VB, TYP and HF instruments. The average values of A3 for the three instruments were statistically different ($P = .000$).

The transformation temperatures determined by DSC are shown in **Table 1**. TYP files exhibited the highest value of Af (69.7°C), followed by VB (48.3°C) and HF (40.4°C). The Af temperature is an indication of the amount of austenite present in the metal and the higher

this temperature is, the larger is the amount of austenite in the microstructure. Superelastic NiTi contains a fully or almost fully austenitic microstructure.

The results of the fatigue test of the new instruments (CG) are summarized in **Figure 1**. The HF instruments exhibited the highest Nf value (1389 ± 149), followed by VB (1129 ± 69) and TYP (858 ± 154) instruments. Statistically significant differences were observed among all of the instruments Nf values ($P = .001$).

The mean Nf values of the instruments previously submitted to 20 cycles of torsion between 0° to 180° (EG) are also shown in **Figure 1**. Statistical analysis comparing each type of instrument in CG and (EG) showed significant statistical differences for all the files ($P < .05$), indicating that cyclic torsional straining diminished the fatigue resistance of the instruments. There were average reductions of 20%, 39% and 45% of the fatigue resistance for the instruments HF, VB and TYP, respectively. The location of the fracture was about 3 mm ($\pm .02$) for all instruments analyzed, with no statistical significant differences among them.

Typical cyclic torsional loading curves are illustrated in **Figure 2**. It can be observed that there is a tendency towards stabilization of the load-unload behavior after the second cycle. The lowest mean torque value at 180° was observed for the HF instruments (0.562 N.cm) followed by TYP (0.667 N.cm) and VB (0.980 N.cm). The lower is the mean torque value, the more flexible is the instrument.

Deserves attention the fact that there is a remaining deformation present in all instruments after loading. This unrecovered strain can be measured by means of the angular deflection values when the torque reaches zero after unloading. For both CM instruments, this angular deflection is similar, reaching 124° and 130° for HF and TYP instruments. The behavior of VB instruments is different, the lower angular deflection after unloading reaching only 90° . This indicates that VB instruments have a partial superelastic behavior. This result is in agreement with the apparently higher slope of the VB loading curves in **Figure 2**, which should reflect a larger amount of austenite in VB instruments, since this phase has a higher Young Modulus than the R-phase and B19' martensite.

Figure 3 presents a set of scanning electron microscopy images taken from the lateral surface of cyclic strained instruments and also from fracture surfaces after the fatigue test. The lateral images of the CM instruments show that there was extensive fragmentation of the oxide layer during straining. This was not observed in the similar image of a VB instrument, which nevertheless shows the presence of longitudinal cracks, which in turn were not observed in CM instruments. The typical features of flexural fatigue failure can be seen in the fracture surfaces of the instruments: the smooth regions of crack nucleation and slow propagation (marked in the images), and the areas of final ductile fracture. Larger areas of crack nucleation and slow propagation were found in the HF instruments in comparison with TYP and VB ones.

Discussion

During the last two decades, the use of NiTi alloys has contributed to improve the quality and the properties of endodontic files. Thermal, mechanical or a combination of both treatments have been proposed and applied to the NiTi wire and/or endodontic instrument, considerably enhancing their flexibility and fatigue resistance in front of instruments made of conventional alloy (2, 1). The need to further understand the behavior of these thermally treated instruments has significantly risen, together with its regular usage in the clinical practice.

Our results showed that the instruments Af temperature ranged between 40° to 69°, suggesting that all three instruments exhibited martensite structures at room temperature. The literature supports the finding that CM instruments contains a great amount of B19' and R-phase during the clinical usage (1, 16). Although VB instruments are not commonly said to be produced with the CM technology, they also exhibit an Af in the same range as the HF and TYP and shown the shape memory effect. The instruments containing large amounts of martensite can be easily deformed yet they will recover their shape on heating above Af. In addition, NiTi alloys are known to present remarkable fatigue resistance in the martensitic state (18, 15, 19).

The flexural fatigue resistance of an instrument is determined by its Nf values. As mentioned before, instrument diameter (D) and radius of curvature of the root canal, R, have been identified as the most important factors controlling fatigue resistance of endodontic

instruments (20, 21, 17, 22) the critical parameter is the maximum tensile strain amplitude, ϵ_T , which is given by the expression $\epsilon_T = D/(2R - D)$, when the canal radius is measured at the outer canal wall, as was done in the present study. Considering that the mean diameters at 3 mm from the tip (D3) of the instruments were the same, as the artificial canal geometric standards, the differences in fatigue resistance of the instruments cannot be attributed to geometry alone, the particularities in the manufacturing process being probably the most important factor. According to the literature (10, 1, 16), CM instruments exhibited a superior performance than instruments conventionally produced. Among the thermal treated ones, HF instruments presented a statistical higher flexural fatigue resistance, in comparison to TYP, as observed in other studies (16) and to VB (5).

Each time the continually rotating NiTi instrument meets resistance, it undergoes torsional loading. The load is higher whenever the dentine is hard and the canal diameter is small. Acting on the instrument surface, this torsional load can prevent its rotation to a greater or lesser extent. Although this is the principle by which dentine can be removed, in extreme cases, when the resistance is so high that it constrains the instrument, it may fracture (23). Fatigue and torsional resistance of NiTi files have been extensively evaluated as isolated processes (9, 10, 24, 16). Some studies had correlated these two mechanisms together for superelastic files (25, 11, 12, 13). However, only a few reports are available (14, 26).

In this study, a specific torsional loading cycle was previously applied to rotary instruments before their final rupture through flexural fatigue testing. The number of cycles employed in the load-unload tests was assumed to be roughly equivalent to the instrument's use in half of the recommended number of uses for rotary instruments (12). Torsional loading significantly diminished the fatigue resistance of all the instruments, but in different degrees.

The SEM characteristics of the files fractured after torsional preloading and fatigued until rupture exhibited typical features of flexural fatigue mode. Larger smooth areas and smaller dimple regions could be observed in the CM instruments in comparison to VB, agreeing with previous studies (1, 16, 14).

The images of the longitudinal view of the instruments after exposure to torsional loads displayed interesting characteristics. CM instruments showed fragmentation of the oxide layer

developed under heat treating, while VB instruments presented a significant amount of longitudinal cracks, which reflect the orientation of the stress on the surface of the instruments under torsional load. These cracks have been observed previously for superelastic instruments (27, 12), but not in VB instruments. It is worth noting that these longitudinal cracks did not appear to interfere with the fatigue resistance of VB instruments, because the decrease in N_f recorded for them (39%) is smaller than that of geometrically similar TYP instruments (45%), which did not develop longitudinal cracks. On the other hand, VB instruments showed a shape recover larger than the CM instruments after torsional loading, indicating that these instruments still conserve the particular characteristics of the conventional superelastic NiTi.

In summary, the results of this study showed that torsional loading decreases the resistance to flexural fatigue of thermal treated instruments, as much as it does for conventional NiTi. In addition, Vortex Blue instruments behave like a Controlled Memory instrument and present intermediary characteristics among CM instruments. Moreover, HF and TYP instruments, although having the same denomination as CM instruments, could have undergone different thermal treatments, because their properties are not the same.

References

1. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *International Endodontic Journal* 2013;46(8):720-9.
 2. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira, II, Gonzalez BM, Buono VTL, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal* 2012;45(5):469-74.
 3. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, et al. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium files. *Journal of Endodontics* 2013;39:163–72.
 4. Plotino G, Grande NM, Cotti E, et al. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics* 2014;40:1451–3.
-

5. De Vasconcelos RA, Carvalho CAT, Govindjee S. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *Journal of Endodontics* 2016;42:782-7.
 6. Duke F, Shen Y, Zhou H, et al. Cyclic fatigue of ProFile Vortex and Vortex Blue nickel-titanium files in single and double curvatures. *Journal of Endodontics* 2015; 41:1686-90.
 7. Shen Y, Zhou H, Coil JM, et al. ProFile Vortex and Vortex Blue nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontics* 2015;41:937-42.
 8. Pereira ESJ, Viana ACD, Buono VTL, et al. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of Endodontics* 2015; 41:67-71.
 9. Yum, J, Cheung GSP, Park JK, et al. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics* 2011; 37:382-6.
 10. 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(1):31-35.
 11. Barbosa FOG, Ponciano JAG, Araújo MCP. Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 2007 33, 1477-80.
 12. Bahia MGA, Melo MCC, Buono VTL. Influence of cyclic torsional loading on the fatigue resistance of K3 instruments. *International Endodontic Journal* 2008;41(10):883-91.
 13. Kim JY, Cheung GSP, Park SH, Ko DC, Kim JW, Kim HC. Effect from Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Files on Torsional Resistance. *Journal of Endodontics* 2012;38(4):527-30.
-

14. Campbell L, Shen Y, Zhou HM, Haapasalo M. Effect of Fatigue on Torsional Failure of Nickel-Titanium Controlled Memory Instruments. *Journal of Endodontics* 2014;40(4):562-5.
 15. Figueiredo AM, Modenesi P, Buono V. Low-cycle fatigue life of superelastic NiTi wires. *International Journal of Fatigue* 2009;31(4):751-758.
 16. Braga LCM, Silva ACF, Buono VTL, Bahia MGD. Impact of Heat Treatments on the Fatigue Resistance of Different Rotary Nickel-titanium Instruments. *Journal of Endodontics* 2014;40(9):1494-7.
 17. Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics* 2005;100(2):249-55.
 18. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, et al. Micro-XRD and temperature-modulated DSC investigation of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Dent Mater* 2009;25:1221-9.
 19. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical Characterization of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 2011;37(11):1566-71.
 20. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics* 1997;23:77-85.
 21. Melo MCC, Bahia MGA, Buono VTL. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics* 2002;28:765-9.
 22. Peixoto IFC, Pereira ESJ, Silva JG, et al. Flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT and ProFile GT series X instruments. *Journal of Endodontics* 2010; 36:741-4.
-

23. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *Journal of Endodontics* 2003;29(1):15-19.
 24. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal* 2012;45(11):1027-1034.
 25. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 2005;31(3):183-6.
 26. Pedulla E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, et al. Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel - titanium instruments. *International Endodontic Journal* 2014;48(11):1043-50.
 27. Vieira EP, França EC, Martins RC, et al. Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal* 2008; 41:163-72.
-

Table legend

Table 1. Mean Values of Martensitic and Reverse Transformation Temperatures (standard deviations $< 3^{\circ}\text{C}$) of the Instruments Studied.

Figure Legends

Figure 1. The mean values of N_f measured in the flexural fatigue test for HF, VB and TYP instruments. New and torsional cycled instruments. Standard deviation (SD) is shown as an error bars. Differently labeled columns represent statistically significant differences ($P \leq .05$).

Figure 2. Typical cyclic torsional loading curves of instruments HF, VB and TYP submitted to 20 loading cycles.

Figure 3. Secondary electron images of typical fracture surfaces of CM instruments and VB file. Outlined areas correspond to the region of fatigue crack nucleation and propagation (smooth areas).

Table 1.

Transformation Temperatures (°C)						
Instrument	As	Af	Rs	Rf	Ms	Mf
HF	26.4	40.4	22.3	13.9	-11.8	-33.0
VB	18.7	48.3	37.1	23.6	-48.4	-84.5
TYP	49.7	69.7	43.7	-	-	-19.9

Af, austenite finishing temperature; As austenite start temperature; HF, Hyflex; Mf, martensite finishing temperature; Ms, martensite start temperature; TYP, Typhoon; VB, Vortex Blue.

Figure 1.

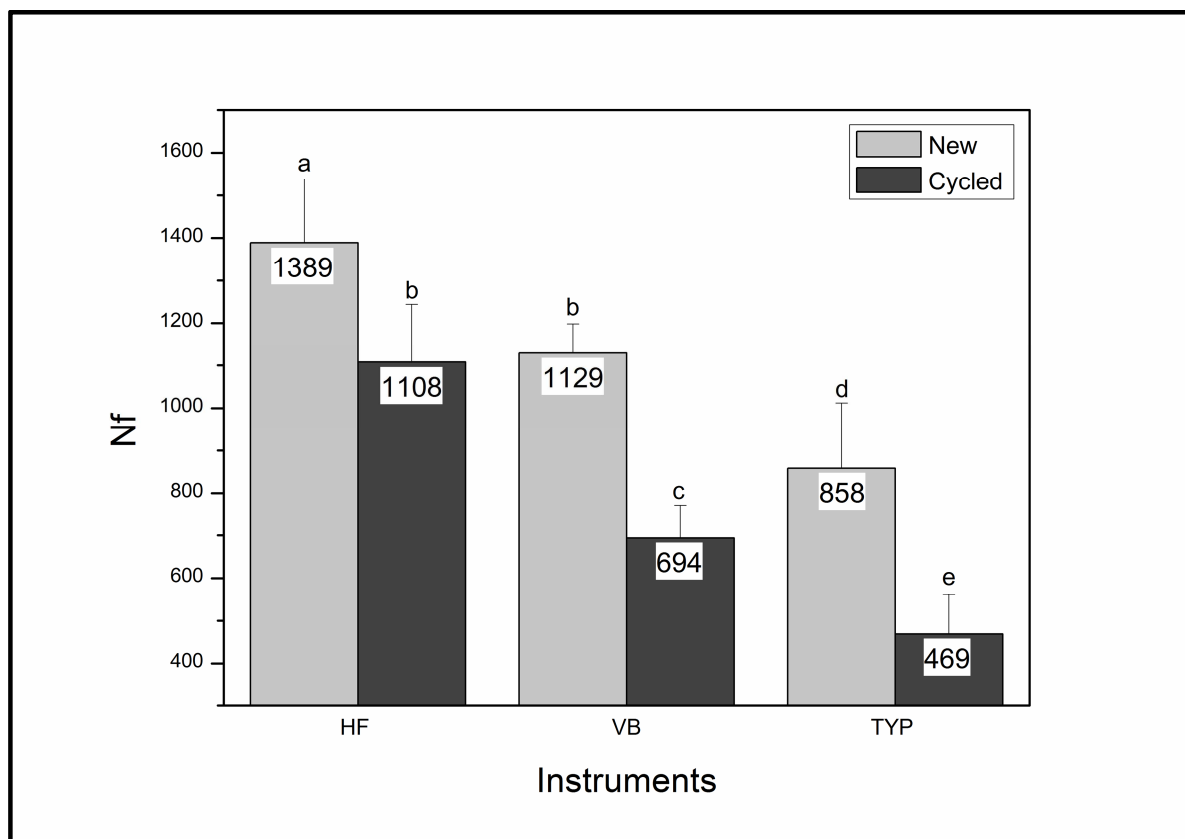


Figure 2.

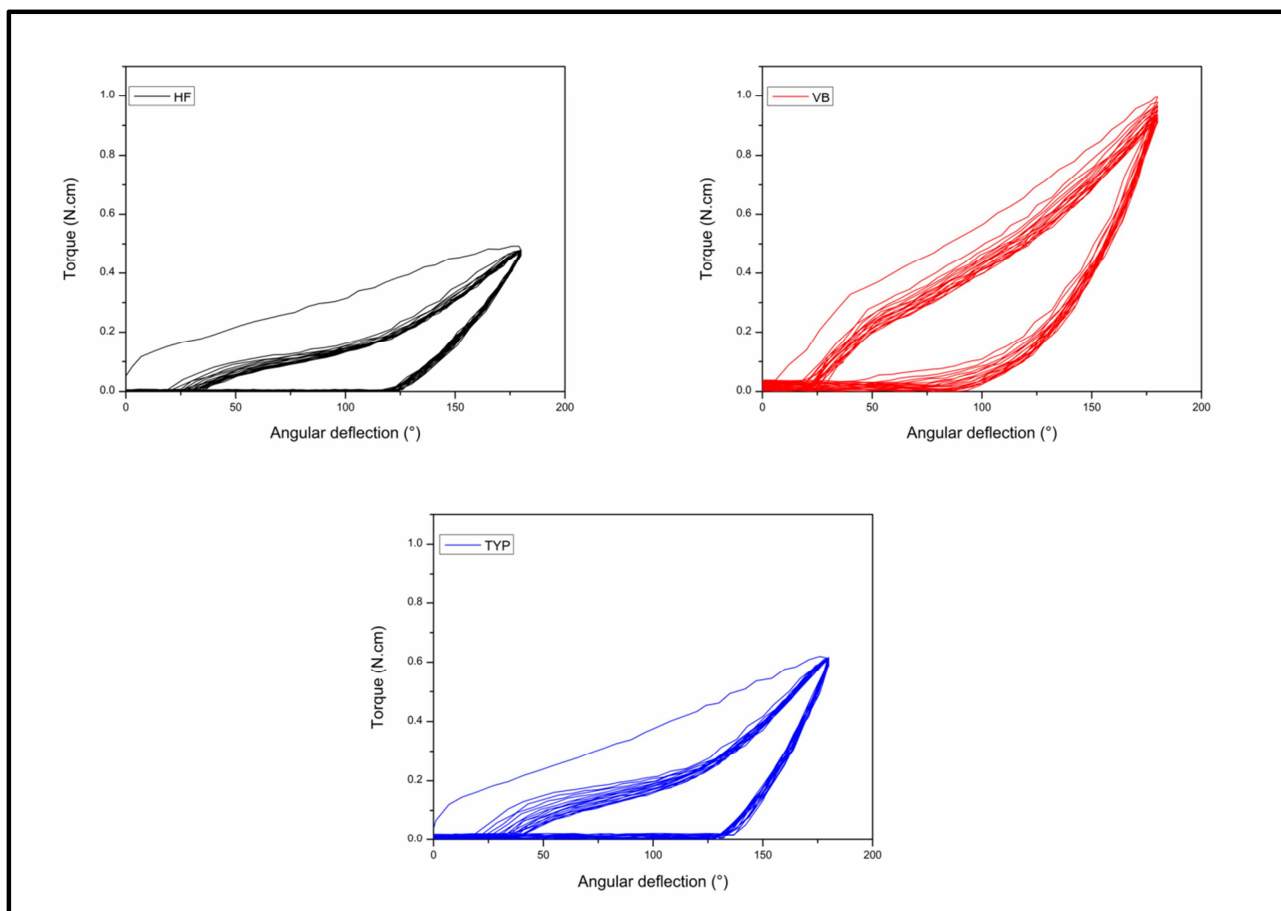
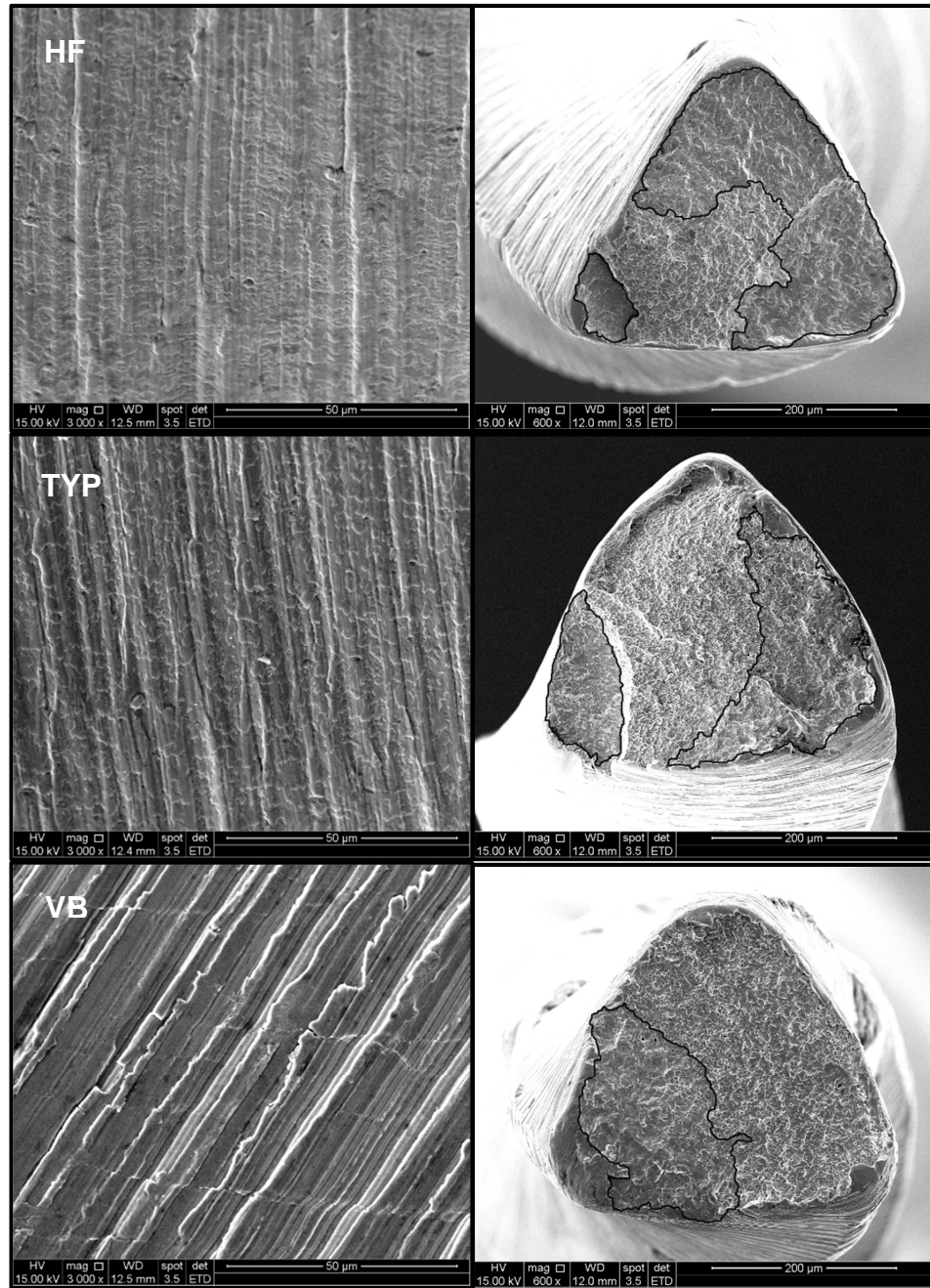


Figure 3.



CONSIDERAÇÕES FINAIS

4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos neste trabalho dão suporte às seguintes considerações:

Em relação à análise dimensional, os instrumentos não apresentaram variação entre o D3 nominal e o real, com valores de diâmetro a 3 mm da ponta semelhantes para todos os instrumentos, assim como a conicidade de 6%.

A análise das imagens dos instrumentos mostrou seções transversais de forma triangular para os instrumentos *HF* e triangular convexa para os instrumentos *TYP*, *VB*. Observou-se que os instrumentos, apesar de possuírem diâmetros similares, apresentaram diferentes áreas a 3 mm da ponta.

As temperaturas de transformação dos instrumentos *HF* e *TYP* sugerem a presença das fases R e B19' coexistindo com a fase austenítica à temperatura ambiente. Desta forma, esses instrumentos apresentam um EMF reduzido e com isso não tendem a voltar completamente à sua forma original após a remoção da tensão aplicada.

Por outro lado, os instrumentos *VB* mostram uma recuperação de forma maior do que os instrumentos *CM* após o carregamento de torção, o que indica que estes instrumentos ainda conservam características particulares do NiTi superelástico convencional. Além disso, os instrumentos *VB* apresentaram uma quantidade significativa de trincas longitudinais verificadas através de microscopia, que refletem a orientação da tensão sobre a superfície dos instrumentos sob carga de torção.

Os ensaios de fadiga indicaram que os instrumentos *HF* e *VB* apresentaram vida em fadiga significativamente superior aos instrumentos *TYP*. Levando-se em consideração a geometria, seria de se esperar que os instrumentos *VB* apresentassem número de ciclos até a fratura inferiores aos dos instrumentos *TYP*, devido a maiores valores da área a 3mm da ponta, o que não foi confirmado pelo ensaio de fadiga. Pode ser sugerido que os processos térmicos empregados na fabricação dos instrumentos *TYP*, possam ter influenciado negativamente seu

comportamento mecânico, diminuindo a sua resistência à fadiga. Houve prevalência do efeito do tratamento térmico a que foram submetidos os instrumentos TYP em relação às características geométricas.

Os instrumentos *HF*, *TYP* e *VB* previamente carregados em torção apresentaram menores valores de N_f quando testados em bancada de fadiga até a ruptura. Assim como observado nos instrumentos de NiTi convencional, tensões torcionais são capazes de reduzir a resistência à fadiga flexural dos instrumentos submetidos a tratamentos térmicos.

Instrumentos *VB* apresentam características intermediárias entre os instrumentos *CM*. Além disso, os instrumentos *HF* e *TYP*, apesar de terem a mesma designação como instrumentos *CM*, parecem ter sido submetidos a diferentes tratamentos térmicos, uma vez que as suas propriedades não são as mesmas.

Pode ser concluído que as novas tecnologias, com abordagens metalúrgicas nas ligas NiTi, são capazes de causar diferentes mudanças no comportamento mecânico e resistência dos instrumentos. Esses resultados permitem ao clínico aumentar sua compreensão quanto às propriedades estruturais e mecânicas de cada sistema, de forma a escolher a opção mais segura e previsível em cada situação clínica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BAHIA, M.G.A.; GONZALES, B.M.; BUONO, V.T.L. Fatigue behavior of nickel-titanium superelastic wires and endodontic instruments. *Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures*. v.29, p.518-523, 2006a.
 2. BAHIA, M.G.A.; MELO, M.C.C.; BUONO, V.T.L. Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology & Endodontics*, v.101, p.675-680, 2006b.
 3. BERENDT C. Method of preparing Nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. US Patent Application 20070072147, 2007.
 4. CM WIRE press release. Johnson City, TN: DS Dental; 2010.
 5. GAMBARINI, G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endodontics Dental Traumatology*, v.16, p.95-100, 2000.
 6. GAO, Y.; SHOTTON, V.; WILKINSON, K.; PHILLIPS, G.; JOHNSON, W.B. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v. 36, p.1205-9, 2010.
 7. JOHNSON E.; LLOYD A.; KUTTLER S. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of *ProFile 25/.04* rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.34, p.1406-1409, 2008.
 8. MELO, M.C.C.; PEREIRA, E.S.J.; VIANA, A.C.D.; FONSECA, A.M.A.; BUONO, V.T.L.; BAHIA, M.G.A. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v.41, p.329-338, 2008.
-

9. NGUYEN H. H.; FONG H.; PARANJPE A. et al. Evaluation of the Resistance to Cyclic Fatigue Among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, v. 40, n. 8, p. 1190-1193, 2014.
 10. NINAN E.; BERZINS D. Torsion and Bending Properties of Shape Memory and Superelastic Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, v. 39, p.101-104, 2013.
 11. PETERS, O.A. Current challenges and concepts in the preparation of root canal system: a review. *Journal of Endodontics*, v.30, n.8, p.559-567, 2004.
 12. PETTIETTE, M.T.; OLUTAYO, D.E.; TROPE, M. Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by students with stainless-steel K-files and nickel-titanium hand files. *Journal of Endodontics*, v.27, n.2, p.124–127, 2001.
 13. PRUETT, J.P.; CLEMENT, D.J.; CARNES, D.L. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.23, p.77-85, 1997.
 14. SATTAPAN, B.; PALAMARA, J.E.A.; MESSER, H.H. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, v.25, p.156-160, 2000.
 15. SHEN, Y.; QIAN, W.; ABTIN, H.; GAO, Y.; HAAPASALO, M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel–titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v. 37, p. 997–1001, 2011a.
 16. SHEN, Y.; ZHOU, H-M.; ZHENG, Y-F.; CAMPBELL, L.; PENG, B.; HAAPASALO, M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel–titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v. 37, p. 1566-71, 2011b.
-

17. TESTARELLI, L.; PLOTINO, G.; AL-SUDANI, D. et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of Endodontics*, v.37, p.1293-1295, 2011.
 18. THOMPSON, S.A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, v.33, p.297-310, 2000.
 19. WALIA, H.T.; BRANTLEY, W.A.; GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torcional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, v.14, p.346-351, 1988.
-