

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

JULIANO DE LIMA ALVES

**ANÁLISE COMPARATIVA DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS
INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NiTi PROFILE VORTEX, RACE E
PROTAPER UNIVERSAL**

BELO HORIZONTE

2011

JULIANO DE LIMA ALVES

**ANÁLISE COMPARATIVA DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS
INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NÍTI PROFILE VORTEX, RACE E
PROTAPER UNIVERSAL**

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

Área de concentração: Endodontia

Orientadora: Profa. Dra. Maria Guiomar de Azevedo Bahia

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

BELO HORIZONTE
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UFMG

2011

DEDICATÓRIA

A Deus. Aos meus pais, Rodolpho e Denise, incentivadores incondicionais dos meus objetivos, amo vocês. Ao meu irmão, Anderson, companheiro sempre presente. A Talita, pela cumplicidade e carinho nos momentos mais difíceis e participação fundamental nas conquistas, amo você.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Prof^a. Dr^a. Maria Guiomar de Azevedo Bahia, pela confiança e credibilidade incondicionais que depositou em mim desde o início de nossa relação acadêmica, mesmo sendo eu até então, um orientado desconhecido. Sou eternamente grato pela oportunidade de compartilhar momentos importantíssimos na minha carreira acadêmica com uma pessoa que prezo e tenho a maior admiração profissional e pessoal. Muito obrigado pelo conhecimento passado, paciência e dedicação a esse trabalho.

Ao Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono, pela fundamental co-responsabilidade intelectual deste trabalho e por toda atenção dedicada durante este período de estudos. Obrigado pelo bom humor, disponibilidade e conhecimento demonstrados sempre.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Antônio Paulino Ribeiro Sobrinho, pelos ensinamentos, paciência e confiança depositada em mim desde o início do processo seletivo do mestrado.

Ao Prof. Dr. Dagoberto Brandão Santos, pela paciência e acolhida durante a realização do trabalho nos laboratórios da EEUFMG.

Aos funcionários da EEUFMG, especialmente Patrícia Mara Trigueiro de Azevedo, pela boa vontade e competência sempre demonstrada.

Aos funcionários da FOUFG, especialmente Bruno Lourenço, pela colaboração nas análises realizadas em laboratório.

Aos alunos dos laboratórios da EEUFMG, pela importante ajuda, boa vontade e acolhida durante os ensaios realizados em laboratório.

Aos colegas de pós-graduação, especialmente o grupo do Mestrado e Doutorado em Endodontia, Ciça, Luciana, Evandro, Luís Carlos, Warley, Ricardo, Evandro, Shirlene, Rafael, Lígia, Érika, Bebel, Andressa, Kamilla, Ana Cristina, Zé Léo e Rodrigo, pela acolhida, convivência, bons momentos compartilhados e contribuição para que este trabalho fosse realizado.

A todos que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

RESUMO

As propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos são parâmetros relevantes para o uso clínico seguro e eficiente na prática endodôntica. O objetivo deste trabalho foi avaliar as características geométricas, as propriedades estruturais, físicas, químicas e mecânicas dos instrumentos endodônticos de NiTi ProFile Vortex, RaCe e ProTaper Universal. A composição química da liga NiTi foi analisada semi-quantitativamente por espectroscopia de energia de raios-x, as fases presentes foram identificadas através de difratometria de raios-x, as temperaturas de transformação foram determinadas por calorimetria exploratória diferencial e o acabamento superficial foi avaliado por microscopia eletrônica de varredura. As características geométricas e dimensionais, principalmente diâmetro e a área a 3 mm da ponta foram analisadas através do programa ImagePro Plus 6.0. O comportamento mecânico foi avaliado através de ensaios de flexão e torção, conforme especificação ISO 3630-1, e teste de fadiga flexural até fratura. Os dados foram analisados pelo teste ANOVA com nível de confiança de 95%. Os instrumentos Vortex, RaCe e ProTaper Universal apresentaram composição química semelhante e fase β como principal constituinte à temperatura ambiente. Entretanto, os valores médios das temperaturas de transformação do instrumento Vortex foram estatisticamente maiores do que os demais sistemas testados. Os instrumentos Vortex foram significativamente mais flexíveis, possivelmente devido aos tratamentos termomecânico a que foram submetidos durante a fabricação. Os instrumentos Vortex 25/.06 apresentaram valores de torque máximo significativamente superiores àqueles dos instrumentos RaCe 25/.06 e ProTaper F1. Porém, no grupo com maior calibre, o instrumento ProTaper F2 foi o que apresentou estatisticamente a maior resistência torcional. Nos ensaios de fadiga, o sistema Vortex apresentou vida em fadiga significativamente maior que os demais instrumentos analisados. Considerando que os instrumentos apresentam geometria e diâmetros similares, o tratamento termomecânico realizado no fio M-Wire utilizado na produção do sistema Vortex, representou importante melhora nas propriedades mecânicas dos instrumentos, quando comparado com sistemas rotatórios fabricados com fios de NiTi convencionais.

Palavras-chave: Endodontia; Instrumentos odontológicos; Teste de materiais

ABSTRACT

The mechanical properties of endodontic instruments are important parameters for the safe and efficient clinical use in endodontic practice. The aim of this study was to evaluate the geometric characteristics, the structural, physical, chemical and mechanical properties of NiTi endodontic instruments ProFile Vortex, RaCe and ProTaper Universal. The chemical components have all been analyzed with X-Ray energy spectroscopy, the present phases determined by X-Ray diffractions, the transformation temperatures obtained with differential scanning calorimeter and the topographic features were evaluated by scanning electron microscopy. The geometric and dimensional characteristics, especially the area and diameter 3 mm from the tip were analyzed using the ImagePro Plus 6.0 software. The mechanical behavior was evaluated by bending and torsion tests, as specified by ISO 3630-1, and flexural fatigue test until fracture. Data were analyzed by ANOVA with a confidence level of 95%. The instruments Vortex, RaCe and ProTaper Universal showed similar chemical composition and β -phase as the main constituent at room temperature. However, the average values of transformation temperatures of the instrument Vortex were significantly higher than other rotary systems tested. The Vortex instruments were significantly more flexible, possibly due to thermomechanical treatments they have undergone during manufacture. Instruments Vortex 25/.06 showed peak torque significantly higher than those of RaCe 25/.06 and ProTaper F1. However, in the group with the highest caliber, ProTaper F2 instrument showed the statistically most torsional resistance. In the fatigue tests, Vortex system showed a significantly higher fatigue life than the other instruments examined. Whereas instruments have similar diameters and geometry, the thermomechanical treatment performed in the M-Wire wire used in producing the Vortex system, represented an important improvement in the mechanical properties of the instruments, when compared with rotary systems manufactured with conventional NiTi wires.

Keywords: Endodontics; Dental instruments; Materials testing

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1	Modelo simplificado da transformação martensítica.....	19
FIGURA 2	Representação esquemática de Transformação Martensítica e da Transformação Reversa.....	20
FIGURA 3	Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura na qual ocorre a superelasticidade, entre as temperaturas A_f e M_d . Abaixo da temperatura M_s , a deformação da martensita ocorre por maclação, e acima de M_d a deformação aplicada é acomodada através de escorregamento.....	21
FIGURA 4	Curvas tensão-deformação para (a) austenita estável, (b) martensita térmica, e (c) martensita induzida por tensão.....	22
FIGURA 5	Variação da temperatura M_s em função do conteúdo de Ni em ligas NiTi.....	24
FIGURA 6	Diagrama de fase do sistema NiTi, onde a região marcada corresponde à localização da fase β	26
FIGURA 7	Curvas de fadiga obtidas em fios de NiTi com microestrutura austenítica estável (A0 90°C), austenítica com superelasticidade (A-5 e A0), bifásica (A25) e martensítica estável (A45).....	46
FIGURA 8	Zonas de tensões de compressão e tração que ocorrem ao longo do instrumento endodôntico em rotação no interior do canal curvo.....	48
FIGURA 9	Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV).....	67
FIGURA 10	Equipamento DSC (<i>Differential Scanning Calorimetry</i>) utilizado para identificação das temperaturas de transformação de fase da liga.....	68
FIGURA 11	Detalhe da amostra posicionada durante o ensaio de Microdureza Vickers.....	69
FIGURA 12	Microdurômetro utilizado na realização dos ensaios de Microdureza Vickers.....	70
FIGURA 13	Imagens obtidas com o programa Image Pro-Plus 6.0 mostrando as medidas do comprimento total da parte ativa, do diâmetro a cada milímetro a partir da ponta e da distância	

	entre as lâminas de corte.....	71
FIGURA 14	Exemplo esquemático do comprimento de cada <i>pitch</i> ao longo das hastes cortantes (C), e diâmetro do instrumento a cada milímetro da ponta (D).....	71
FIGURA 15	Dispositivo de bancada para ensaio de flexão a 45° mostrando o instrumento com a ponta aprisionada pela garra conectada à célula de carga e o cabo apoiado no braço de alavanca conectado ao motor.....	73
FIGURA 16	Dispositivo de bancada para ensaio de flexão a 45° com o instrumento sendo flexionado até 45°.....	73
FIGURA 17	Máquina para teste de torção até a ruptura.....	74
FIGURA 18	Instrumento preso pela garra de acionamento, e com os 3mm da ponta presos pela outra garra, utilizando duas chapas de cobre.....	75
FIGURA 19	Dispositivo de bancada para ensaios de fadiga até a ruptura.....	76
FIGURA 20	Instrumento posicionado no canal artificial de aço temperado.....	77
FIGURA 21	Instrumento posicionado no canal artificial com o ponto de curvatura máximo a 3 mm da ponta do instrumento.....	78
FIGURA 22	Bancada de teste de fadiga posicionada sob a lupa estereomicroscópica.....	78
FIGURA 23	Difratogramas obtidos por DRX em instrumentos (a) Vortex, (b) RaCe e (c) ProTaper Universal.....	82
FIGURA 24	Imagens da superfície dos instrumentos Vortex, evidenciando as estrias normais associadas ao processo de usinagem.....	86
FIGURA 25	Imagens da ponta dos instrumentos Vortex 25/.06 (a) e Vortex 30/.06 (b).....	87
FIGURA 26	Imagens longitudinais da parte ativa dos instrumentos Vortex 25/.06 (a) e 30/.06 (b).....	87
FIGURA 27	Imagens da parte ativa e ponta de dois instrumentos RaCe, mostrando as características geométricas e dimensionais dos instrumentos.....	88

FIGURA 28	Imagens de instrumentos <i>RaCe</i> ilustrando as boas características de acabamento superficial e pequena quantidade de material aderido.....	89
FIGURA 29	Imagens longitudinais de instrumento <i>ProTaper Universal F1</i> , mostrando a presença de rebarbas de usinagem ao longo das bordas cortantes e ângulo de corte ativo.....	90
FIGURA 30	Valores médios de comprimentos de <i>pitch</i> de instrumentos Vortex 25/.06, RaCe 25/.06 e PTU F1 analisados.....	91
FIGURA 31	Valores médios de comprimentos de <i>pitch</i> de instrumentos Vortex 30/.06, RaCe 30/.06 e PTU F2 analisados.....	92
FIGURA 32	Valores médios de diâmetro a cada milímetro da parte ativa determinados em instrumentos Vortex 25/.06, RaCe 25/.06 e PTU F1.....	94
FIGURA 33	Valores médios de diâmetro a cada milímetro da parte ativa determinados em instrumentos Vortex 30/.06, RaCe 30/.06 e PTU F2.....	94
FIGURA 34	Imagens da secção transversal dos instrumentos Vortex 25/.06 e 30/.06, RaCe 25/.06 e 30/.06, PTU F1 e F2.....	97
FIGURA 35	Valores médios do momento de dobramento de instrumentos Vortex, RaCe e PTU. As colunas assinaladas com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa entre os valores médios ($p > 0,05$).....	98
FIGURA 36	Correlação entre momento de dobramento e área da secção transversal a 3 mm da ponta dos instrumentos avaliados.....	101
FIGURA 37	Valores médios de torque máximo de instrumentos <i>Vortex</i> , <i>RaCe</i> e <i>PTU</i> ensaiados em torção até a ruptura. As colunas assinaladas com mesma letra não mostram diferença estatisticamente significativa entre os valores médios ($p > 0,05$).....	103
FIGURA 38	Correlação entre o torque máximo e a área da secção transversal dos instrumentos avaliados.....	104
FIGURA 39	Valores médios e desvios padrão de deflexão angular até a fratura de instrumentos Vortex, RaCe e PTU ensaiados em torção. As colunas assinaladas com a mesma letra não mostram diferença estatisticamente significativa entre os	

	valores médios ($p > 0,05$).....	105
FIGURA 40	Valores médios de número de ciclos até a fratura (NCF) para instrumentos Vortex, RaCe e PTU. As colunas assinaladas com a mesma letra não mostram diferença estatisticamente significativa entre os valores médios ($p > 0,05$).....	106
FIGURA 41	Superfície de fratura dos instrumentos Vortex (a), RaCe (b) e PTU (c).....	112
FIGURA 42	Superfície de fratura de um instrumento Vortex mostrando regiões lisas nas bordas e região fibrosa central (a), detalhe na região lisa da superfície de fratura do mesmo instrumento (b), ensaiado em fadiga até a ruptura.....	112
FIGURA 43	Superfície de fratura de um instrumento Vortex ensaiado em fadiga até a ruptura (a) e detalhe da região lisa, com estrias de fadiga e trincas secundárias.....	113

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	Comparação entre algumas propriedades das ligas NiTi de composição aproximadamente equiatômica e do aço inoxidável.	56
TABELA 2	Valores médios da composição química de instrumentos de NiTi, obtida por análise semiquantitativa através de espectroscopia de energia de raios-x (EDS).....	80
TABELA 3	Valores médios (desvio padrão) das temperaturas de transformação martensítica e reversa de instrumentos Vortex, RaCe e PTU determinados por DSC.....	84
TABELA 4	Valores médios de microdureza Vickers (desvio padrão) determinados em instrumentos Vortex, RaCe e PTU.....	85
TABELA 5	Valores médios (desvio padrão) do comprimento da parte ativa dos instrumentos Vortex, RaCe e PTU.....	90
TABELA 6	Valores médios e desvios-padrão do diâmetro a 3 mm da ponta (D3) determinados para instrumentos Vortex, RaCe e PTU.....	95
TABELA 7	Valores médios (desvio padrão) de área da secção transversal a 3 mm da ponta (A3) de instrumentos Vortex, RaCe e PTU.....	96
TABELA 8	Valores médios (desvio padrão) do Momento de Dobramento de instrumentos Vortex, RaCe e PTU.....	99
TABELA 9	Valores médios (desvio padrão) de torque máximo e deflexão angular até a fratura de instrumentos Vortex, RaCe e PTU ensaiados em torção até a ruptura.....	102
TABELA 10	Valores médios (desvio padrão) de número de ciclos até a fratura (NCF) e posição da fratura em relação ao comprimento total de instrumentos Vortex, RaCe e PTU.....	108
TABELA 11	Valores médios de D3 e valores estimados da amplitude máxima de deformação a que cada instrumento Vortex, RaCe e PTU foi submetido no ponto de flexão máxima no canal artificial	109

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Af	Temperatura de final de transformação reversa
As	Temperatura de início de transformação reversa
A3	Área da secção transversal a 3 mm da ponta
β	Fase parente da liga NiTi, com estrutura cúbica de corpo centrado
B19'	Fase produto da liga NiTi, com estrutura monoclinica
D3	Diâmetro a 3 mm da ponta do instrumento endodôntico
D	Diâmetro do instrumento endodôntico
DP	Desvio-padrão
DSC	Calorimetria Exploratória Diferencial
DRX	Difração de raios-x
EDS	Espectroscopia de energia dispersiva de raios-x
EMF	Efeito memória de forma
ISO	<i>International Standards Organization</i>
Md	Temperatura máxima para formar a martensita induzida por tensão
M_D	Momento de Dobramento
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
Mf	Temperatura final de transformação martensítica
NiTi	Níquel-titânio
rpm	Rotações por minuto
SCR	Sistema de canais radiculares
SE	Superelasticidade
PTU	ProTaper Universal
TM	Transformação martensítica
TR	Transformação reversa

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	15
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	17
2.1	Propriedades das Ligas NiTi.....	17
2.1.1	Transformação Martensítica.....	18
2.2	Tratamento Termomecânico das Ligas NiTi.....	25
2.3	Flexibilidade dos Instrumentos de NiTi.....	32
2.4	Fratura dos Instrumentos de NiTi.....	35
2.4.1	Fratura por Torção.....	36
2.4.2	Fratura por Fadiga.....	44
2.5	Instrumentos Endodônticos.....	55
2.5.1	Sistema ProFile Vortex.....	58
2.5.2	Sistema RaCe.....	60
2.5.3	Sistema ProTaper Universal.....	61
3	OBJETIVOS.....	65
3.1	Objetivo Geral.....	65
3.2	Objetivos Específicos.....	65
4	METODOLOGIA.....	66
4.1	Caracterização do Material.....	66
4.1.1	Composição Química.....	66
4.1.2	Fases Presentes.....	67
4.1.3	Temperaturas de Transformação.....	68
4.1.4	Ensaio de Microdureza.....	69
4.2	Caracterização Geométrica e Dimensional dos Instrumentos.....	70

4.3	Ensaio de Flexão a 45°	72
4.4	Ensaio de Torção.....	73
4.5	Ensaio de Fadiga.....	75
4.6	Análise da Superfície de Fratura.....	79
4.7	Análise dos Dados.....	79
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	80
5.1	Caracterização do Material.....	80
5.1.1	Composição Química.....	80
5.1.2	Fases Presentes.....	81
5.1.3	Temperaturas de Transformação.....	83
5.1.4	Microdureza Vickers.....	84
5.2	Caracterização Geométrica e Dimensional dos Instrumentos.....	85
5.2.1	Comprimento da Parte Ativa.....	90
5.2.2	Comprimento de <i>Pitch</i>	91
5.2.3	Medidas dos Diâmetros dos Instrumentos.....	93
5.2.4	Medidas da Área da Secção Transversal dos Instrumentos.....	96
5.3	Ensaio de Flexão a 45°	98
5.4	Ensaio de Torção.....	101
5.5	Ensaio de Fadiga.....	106
5.6	Análise da Superfície de Fratura.....	111
6	CONCLUSÕES.....	115
7	REFERÊNCIAS.....	117
8	APÊNDICES.....	133

1 INTRODUÇÃO

Os instrumentos endodônticos rotatórios, confeccionados a partir de fios superelásticos de níquel-titânio (NiTi), constituem um importante avanço da terapia endodôntica. O sucesso do tratamento depende de uma adequada limpeza e formatação do sistema de canais radiculares. Entretanto, o tratamento de canais radiculares atrésicos ou com curvaturas acentuadas, sempre representou um desafio clínico para o endodontista, consumindo um tempo demasiadamente longo, além de significar um ato operatório com alto grau de dificuldade técnica.

A terapia endodôntica executada em canais radiculares curvos com limas de aço inoxidável pode provocar inúmeros acidentes iatrogênicos, pois, o instrumento de aço inoxidável apresenta 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 proposta a utilização da liga NiTi para fabricação de instrumentos endodônticos (WALIA *et al.*, 1988). 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, rápidos e previsíveis. Estas ligas são largamente utilizadas em função de duas propriedades: a superelasticidade e o efeito memória de forma, além de possuírem elevada resistência à corrosão e biocompatibilidade (THOMPSON, 2000).

Apesar das propriedades mecânicas desejáveis e vantagens clínicas, os instrumentos de NiTi podem sofrer fratura inesperada, sob duas circunstâncias: fratura por torção e fadiga por flexão (SATTAPAN *et al.*, 2000a). A fratura por torção ocorre quando a ponta ou qualquer parte do instrumento fica presa no canal, enquanto sua haste continua a girar. Desta forma, se o limite elástico do metal é excedido, o instrumento sofre deformação plástica, que pode ser seguida por fratura. Já a fratura por fadiga ocorre sem quaisquer sinais visíveis de deformação permanente anterior, aparentemente dentro do limite elástico do instrumento. Ao girar no interior de um canal curvo, o instrumento é submetido a ciclos variados de

tensões de tração e compressão, concentradas na região de curvatura máxima. A vida em fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi é diretamente proporcional à amplitude de deformação a que são submetidos, que depende da curvatura do canal radicular e do diâmetro do instrumento na região de curvatura máxima (BAHIA e BUONO, 2005).

As propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos e, portanto sua resistência à torção e à fadiga, são afetadas por uma variedade de fatores, como diâmetro, conicidade, *design*, composição química da liga, forma da secção transversal e tratamentos termomecânicos aplicados durante o processo de fabricação. Dentre as tentativas recentes de melhorar o desempenho dos instrumentos rotatórios de NiTi na prática clínica, têm merecido destaque as mudanças no processo de fabricação, com o objetivo de conseguir instrumentos com propriedades mecânicas superiores.

Um novo sistema de instrumentos rotatórios de NiTi denominado ProFile Vortex foi lançado recentemente no mercado, com a expectativa de proporcionar maior flexibilidade e resistência à fadiga. O fio de NiTi M-Wire utilizado na fabricação do sistema rotatório ProFile Vortex (Dentsply Tulsa Dental Specialties) representa progresso nas propriedades mecânicas do instrumento (JOHNSON *et al.*, 2008).

Porém, até o momento a literatura disponível é limitada e poucos estudos foram realizados para avaliar o comportamento mecânico destes instrumentos, daí a necessidade de se aprofundar o conhecimento a respeito das suas características geométricas, dimensionais, propriedades físicas, estruturais e mecânicas, no sentido de aumentar a previsibilidade e segurança no uso clínico.

Este trabalho teve como objetivo avaliar a flexibilidade, resistência à torção e à fadiga de instrumentos ProFile Vortex, fabricados com o fio de NiTi M-Wire, comparadas às dos instrumentos RaCe e ProTaper Universal de dimensões e geometria similares, fabricados com fios de NiTi convencionais.

Espera-se que os resultados obtidos possam contribuir de forma efetiva para o melhor desempenho e redução das falhas no emprego dos instrumentos rotatórios de NiTi durante a prática clínica, tornando a terapia endodôntica, mais segura e eficiente.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Propriedades das ligas NiTi

As ligas metálicas níquel-titânio foram desenvolvidas por William J. Buehler e colaboradores, em 1963, para aplicação em peças e instrumentos dotados de propriedades anti-magnéticas e resistência à corrosão, destinados ao programa espacial. Estas ligas receberam denominação genérica de “Nitinol”, pois foram elaboradas no Naval Ordnance Laboratory (NOL), centro de pesquisa da Marinha americana (AURICCHIO *et al.*, 1997; THOMPSON, 2000).

De um modo geral, são utilizadas por causa de duas propriedades especiais: o Efeito Memória de Forma (EMF) e a Superelasticidade (SE), além de possuírem, elevada resistência à corrosão e biocompatibilidade (SERENE *et al.*, 1995; THOMPSON, 2000). As propriedades mecânicas e o comportamento das mesmas variam conforme a composição química, temperaturas de transformação e o tratamento termomecânico instituído no decorrer da fabricação (THOMPSON, 2000; KUHN *et al.*, 2001).

Tanto o EMF quanto a SE estão associados a uma mudança de fase no estado sólido, denominada transformação martensítica (TM). A transformação martensítica é uma transformação entre uma fase de estrutura cristalina de alta simetria, chamada austenita (fase β) e uma fase de simetria mais baixa, chamada martensita. É característico da austenita ser estável em altas temperaturas e baixos valores de tensão, enquanto a martensita é estável em baixas temperaturas e altos valores de tensão (AURICCHIO *et al.*, 1997; OTSUKA e WAYMAN, 1998).

O EMF é uma propriedade encontrada em um grupo de materiais metálicos que, após sofrerem grandes deformações não lineares, são capazes de recuperarem sua forma e/ou dimensões originais, através de um aquecimento moderado. No EMF, a deformação não elástica, na fase de baixa temperatura é recuperada através da transformação reversa, pelo aquecimento a uma temperatura crítica, ligeiramente mais alta.

As ligas NiTi podem ser “programadas”, pela seleção da composição química e emprego de tratamentos termomecânicos apropriados, para que a recuperação de forma se dê apenas com a retirada da tensão, sem necessidade de aquecimento. Este efeito é chamado de superelasticidade (SE), um caso particular do EMF em que a temperatura de recuperação da forma é menor que a temperatura de deformação. A SE das ligas NiTi está associada a uma grande deformação recuperável (até 8%) sob carga e descarga, em uma temperatura apropriada. Enquanto o EMF envolve processos térmico e mecânico, na SE a força motriz para a transformação é mecânica. O carregamento mecânico produz uma transformação martensítica a partir da austenita, enquanto a descarga resulta na transformação reversa (TR) à fase austenítica β (MIYAZAKI *et al.*; 1981, 1982, 1986, 1989).

Pelo fato das ligas NiTi apresentarem excelente resistência à corrosão e biocompatibilidade, tornaram-se material preferido para aplicação em medicina e odontologia. Dentre as múltiplas aplicações comerciais das ligas NiTi nestas áreas, merecem referência os cateteres e *stents* de desobstrução arterial, utilizados em cirurgias cardiovasculares, os fios empregados em aparelhos ortodônticos e os instrumentos endodônticos acionados a motor.

A liga níquel-titânio usada na endodontia contém aproximadamente 56% em peso de níquel e 44% em peso de titânio, resultando em uma combinação equiatômica dos principais componentes (SERENE *et al.*, 1995; THOMPSON, 2000).

2.1.1 Transformação Martensítica

A transformação martensítica (TM), que caracteriza o efeito memória de forma e a superelasticidade, é uma transformação de fase adifusional nos sólidos, isto é, não envolve redistribuição de soluto. As principais características dos movimentos atômicos que ocorrem durante a transformação martensítica estão associadas à curta distância desses movimentos, em geral menores que o parâmetro de rede cristalina, e ao fato deles ocorrerem de maneira cooperativa. Os átomos se movem por um mecanismo do tipo cisalhamento, sem alterar a composição química da matriz, e são rearranjados em uma nova estrutura cristalina mais estável. Embora o

deslocamento individual de átomos seja pequeno, ocorre uma mudança macroscópica na forma do material, associada à TM. Devido a estas características a TM pode ocorrer tanto pelo abaixamento de temperatura quanto pela aplicação de tensão (OTSUKA e WAYMAN, 1998).

Nas ligas NiTi, a fase austenítica possui uma estrutura simétrica cúbica de corpo centrado, designada B2, enquanto a fase martensítica possui simetria mais baixa (tetragonal, ortorrômbica, monoclinica, etc.) e é designada B19'. (KENNON e DUNNE, 1981; OTSUKA e WAYMAN, 1998). Outro tipo de estrutura é a chamada fase R, trigonal, que aparece em ligas NiTi ricas em níquel e recozidas em baixas temperaturas e em ligas ternárias (Ni-Ti-Fe e Ni-Ti-Al). A fase R é uma fase intermediária e a transformação martensítica pode ocorrer no resfriamento de B2 → fase R e fase R → martensita B19' (SABURI, 1998).

Quando um material que sofre TM é resfriado abaixo de certa temperatura, a transformação tem início por um mecanismo de cisalhamento, conforme ilustrado na FIGURA 1. As regiões martensíticas em A e B possuem a mesma estrutura cristalina, mas as orientações espaciais dos cristais são diferentes. Estas regiões são chamadas de variantes da martensita. Como a martensita apresenta simetria baixa, muitas variantes podem ser formadas a partir da mesma fase parente (KENNON e DUNNE 1981, OTSUKA e WAYMAN 1998).

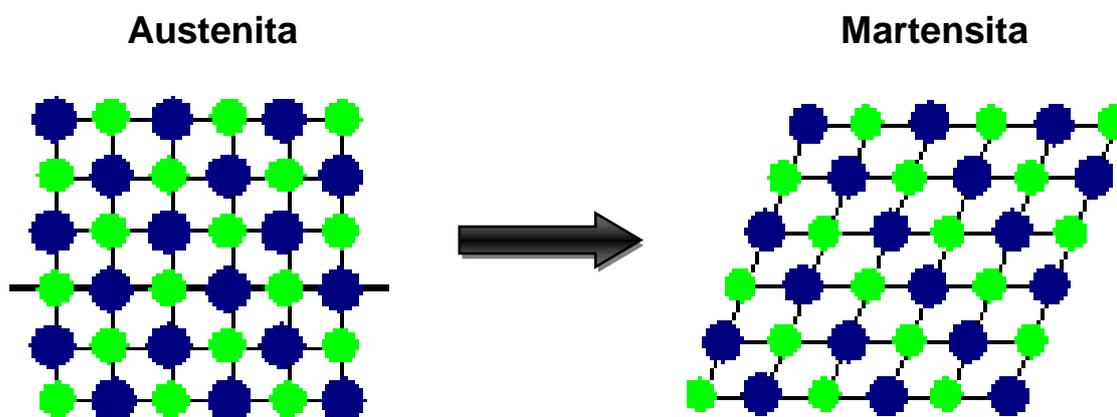


FIGURA 1 - Modelo simplificado da transformação martensítica.

A TM nas ligas com EMF é usualmente termoelástica, ou seja, reversível pelo aquecimento e ocorre em uma estreita faixa de temperatura. As temperaturas de transformação determinam em qual faixa de temperatura o EMF ou a SE podem ser observados (OTSUKA e REN, 2005). Pelo resfriamento da austenita (fase β), estável em alta temperatura, a martensita começa a se formar na temperatura M_s , e o material torna-se completamente martensítico abaixo da temperatura final de transformação, M_f . Durante o aquecimento da martensita, estável em baixa temperatura, o material permanece martensítico até a temperatura de início de formação de austenita, A_s . Entre A_s e A_f , ambas as fases, martensita e austenita estão presentes. Acima da temperatura A_f , a liga é totalmente austenítica (KUNH *et al.*, 2001).

A FIGURA 2 representa de forma esquemática, as temperaturas de início e fim de formação da martensita no resfriamento, e as temperaturas de início e fim da TR da martensita para austenita no aquecimento. O intervalo entre as temperaturas de transformação M_f e A_f define o comportamento e aplicabilidade das ligas com memória de forma, pois é neste intervalo que o EMF opera, enquanto a SE ocorre em temperaturas logo acima de A_f .

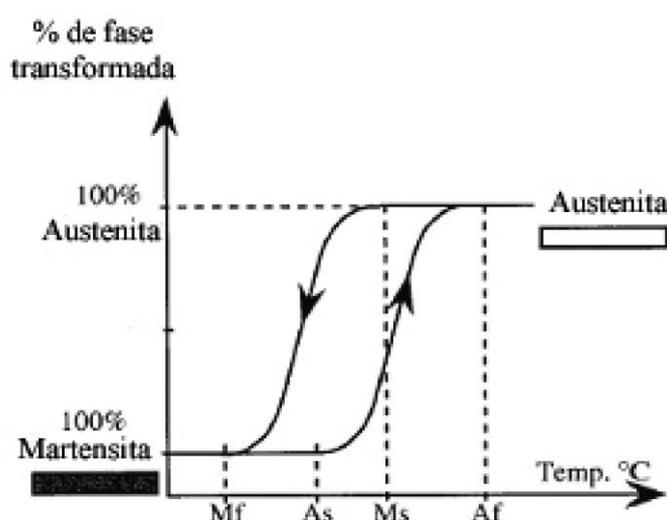


FIGURA 2 - Representação esquemática da Transformação Martensítica e da Transformação Reversa (KUNH *et al.*, 2001).

A martensita também pode ser formada numa faixa de temperatura entre M_s e M_d pela aplicação de tensão, onde M_d é a temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão. A linha ascendente observada na FIGURA 3 representa a tensão crítica para a indução de martensita, que aumenta proporcionalmente ao aumento da temperatura (OTSUKA e REN, 2005). A martensita assim formada é chamada martensita induzida por tensão (MIT). Existe uma equivalência entre temperatura e tensão: um decréscimo na temperatura é equivalente a um aumento na tensão, ambas estabilizando a martensita. Desta forma, a variação necessária na tensão para produzir a MIT aumenta linearmente com a temperatura acima de M_s (WAYMAN e DUERIG, 1990).

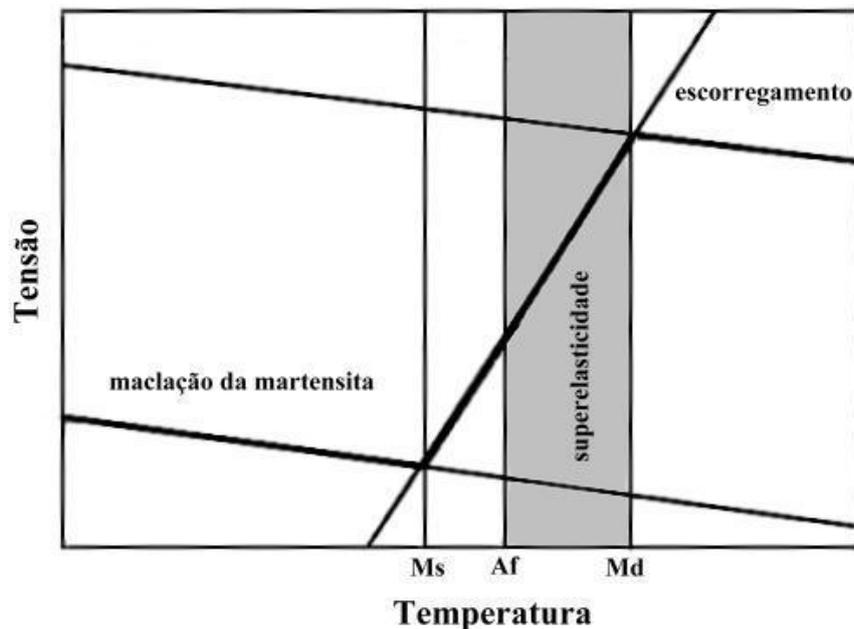


FIGURA 3 - Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura na qual ocorre a superelasticidade, entre as temperaturas A_f e M_d . Abaixo da temperatura M_s , a deformação da martensita ocorre por maclação, e acima de M_d a deformação aplicada é acomodada através de escorregamento (DUERIG e ZADNO, 1990).

A superelasticidade só pode ocorrer se a temperatura do material estiver abaixo de M_d e acima de A_f . Se a temperatura excede M_d a martensita não pode ser induzida por tensão. Por outro lado, se a temperatura estiver abaixo de A_f a martensita induzida por tensão permanecerá estável durante a descarga. Desta forma, para que

a SE ocorra é necessário à aplicação de tensão em uma temperatura acima de A_f (FIG. 3). A linha espessa do diagrama tensão-temperatura representa a variação na tensão de escoamento para ligas com memória de forma. Abaixo de M_s , a deformação ocorre por maclação da martensita; entre M_s e A_f a martensita é induzida por tensão, mas uma vez induzida é estável; entre A_f e M_d a martensita induzida por tensão torna-se instável durante a descarga, caracterizando a SE; acima de M_d tem início a deformação por escorregamento, já que a martensita não pode mais ser induzida por tensão, levando a uma deformação plástica da liga (DUERIG e ZADNO, 1990).

Em temperaturas acima de A_f as ligas NiTi, na fase austenítica, se comportam como um metal convencional, com escoamento e deformação plástica iniciada em um nível de tensão baixo (FIG. 4). Em temperaturas abaixo de M_s , a austenita é instável e se transforma em variantes de martensita auto-acomodadas. Em um nível baixo de tensão, as variantes de martensita mais favoravelmente orientadas crescem às expensas das outras, resultando em uma grande deformação. Grande quantidade desta deformação permanece após a descarga, podendo ser recuperada pelo aquecimento e conseqüente transformação reversa à fase austenítica (FIG. 4). Em temperaturas ligeiramente acima de A_f a austenita transforma-se para martensita pela aplicação de tensão, e sofre grandes deformações em uma tensão constante (A-B). Durante a descarga, a MIT reverte à austenita em um nível de tensão inferior, com completa recuperação da deformação, caracterizando a superelasticidade (FIG. 4) (WILKES e LIAW, 2000).

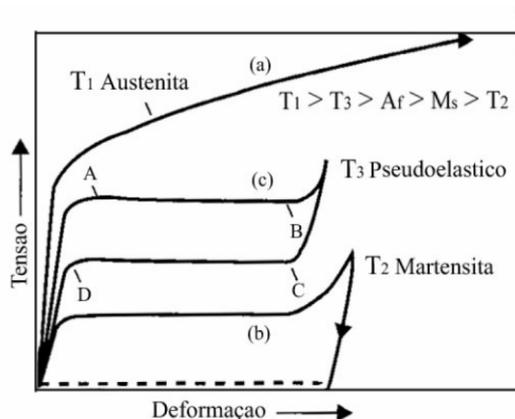


FIGURA 4 - Curvas tensão-deformação para (a) austenita estável, (b) martensita térmica, e (c) martensita induzida por tensão (WILKES e LIAW, 2000).

As TM e TR são geralmente acompanhadas por mudanças nas propriedades físicas e mecânicas das ligas, como módulo de elasticidade, limite de escoamento e resistividade elétrica (OTSUKA e WAYMAN, 1998; THOMPSON, 2000). O limite de escoamento da liga apresenta uma relevante diferença entre austenita e martensita (WAYMAN e DUERIG, 1990). A estrutura martensítica pode se deformar pelo movimento dos contornos de maclas, que apresentam grande mobilidade. Assim, o limite de escoamento da martensita é extremamente baixo quando comparado ao da austenita, que se deforma por geração e movimento de deslocações. Somente uma determinada quantidade de deformação martensítica pode ser acomodada por este processo de movimento de macla e uma vez excedida, o material se deformará elasticamente outra vez e, eventualmente, sofrerá escoamento num segundo momento por processos irreversíveis – movimento de deslocações.

A deformação da liga acima de M_s resulta na nucleação de placas de martensita favoravelmente orientadas, que crescem durante a deformação adicional pela propagação de uma interface coerente. A microestrutura da MIT é diferente da martensita termoelástica. Variantes diferentes têm orientações locais diferentes, e as interseções coerentes de tais variantes são chamadas de contornos de variantes. A martensita induzida por tensão consiste de uma única variante orientada preferencialmente na direção da tensão aplicada, enquanto a martensita produzida por resfriamento consiste de uma mistura aleatória de várias variantes. Como somente uma variante de martensita é formada na MIT, existe uma mudança de forma (alongamento) que é completamente recuperada após a remoção da tensão. Já na martensita térmica, ocorre uma auto-acomodação das muitas variantes de martensita formadas, não levando à mudança de forma global (DUERIG e ZADNO, 1990).

As maclas que se formam são simplesmente outras orientações (variantes) de martensita. Os contornos de maclas são locais de energia relativamente baixa e, devido à coerência atômica, podem se mover com relativa facilidade através da aplicação de tensão. Os contornos entre placas de martensita também se comportam como contornos de maclas em relação às placas adjacentes. Assim, os contornos entre as placas de martensita, bem como, os contornos dentro das placas são chamados de contornos de macla (WAYMAN e DUERIG, 1990). O movimento dos contornos de macla através de tensão é chamado demaclação, e promove uma

mudança de orientação de uma variante em outra, mais favoravelmente orientada em relação à direção da tensão aplicada (LIU *et al.*, 1999).

Durante o aquecimento do material deformado, a transformação reversa ocorre entre A_s e A_f , pela contração das placas que nuclearam e cresceram durante a transformação martensítica, e a recuperação da forma se dá simultaneamente de uma maneira dependente da estrutura deformada. A transformação reversa forma a estrutura original de grãos e, por isso, a forma original do material é recuperada (WAYMAN, 1980).

É possível variar a composição da liga NiTi de forma a obter fios com características de EMF ou SE. As diferenças entre as ligas estarão no seu conteúdo de níquel e na faixa de temperatura da transformação martensítica. Na região rica em Ti, as temperaturas de transformação são quase independentes da composição, e giram em torno de 60°C. No lado rico em Ni, um aumento em seu teor leva a uma diminuição drástica nas temperaturas de transformação (FIG. 5) (OTSUKA e REN, 2005). Existe um interesse pelas ligas NiTi ricas em Ni devido ao controle das temperaturas de transformação através do teor de Ni. No lado rico em Ni podem ser formados precipitados de Ti_3Ni_4 finamente dispersos, que são muito efetivos em melhorar as características de memória de forma e superelasticidade. A precipitação de Ti_3Ni_4 endurece a matriz da liga, melhorando assim a capacidade de recuperação do EMF e SE (MIYAZAKI *et al.* 1982).

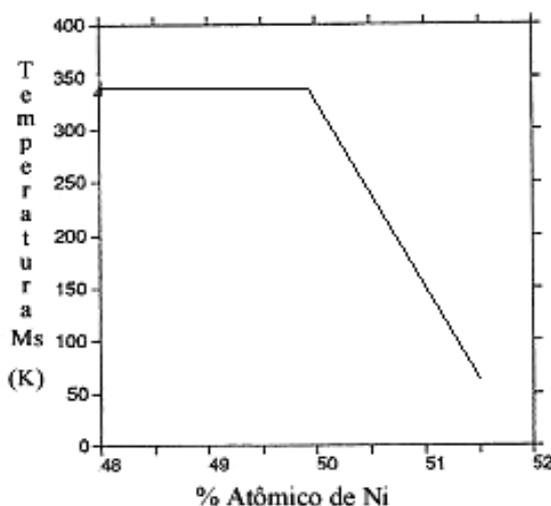


FIGURA 5 - Variação da temperatura Ms em função do conteúdo de Ni em ligas NiTi (OTSUKA e REN, 2005).

As temperaturas de transformação martensítica e reversa, determinadas em amostras de instrumentos endodônticos de NiTi, são em média: 18,2°C para Ms; -2,3°C para Mf; 3,4°C para As e 22,9°C para Af. Verifica-se que a liga encontra-se totalmente austenítica à temperatura ambiente, conseqüentemente apresentando características de superelasticidade (BAHIA, 2004).

No caso dos instrumentos endodônticos, a TM ocorre em função da tensão imposta pela curvatura no interior do canal radicular. Assim que a tensão cessa, a transformação reversa ocorre restaurando a forma original do mesmo (THOMPSON, 2000). A tensão de transformação reversa de martensita para austenita é um importante parâmetro na aplicação endodôntica de ligas NiTi superelásticas, porque ela define a força de restauração que atua no instrumento. Em geral, uma pequena tensão de transformação reversa corresponde a uma pequena força de restauração, característica desejável para a formatação de canais radiculares curvos (BAHIA *et al.* 2005). A superelasticidade associada com a transformação martensítica induzida por tensão é uma propriedade única das ligas NiTi. Este comportamento mecânico dos instrumentos de NiTi superelásticos proporcionam uma instrumentação eficiente e previsível de canais radiculares curvos (THOMPSON, 2000; MIYAI *et al.*, 2006).

2.2 Tratamento termomecânico das ligas NiTi

As características mais relevantes da liga NiTi utilizada nos instrumentos endodônticos, efeito memória de forma e superelasticidade, são fortemente dependentes do tratamento termomecânico a que foram submetidos durante o processo de fabricação. Os tratamentos termomecânicos podem implicar em três reações diferentes no estado sólido: (1) mudança local na composição química (precipitação); (2) redução dos defeitos (recristalização); e (3) transformação estrutural de fase. A aniquilação de deslocamentos pela recuperação e recristalização ou o início de formação e dissolução de precipitados são de grande importância para as propriedades estruturais (dureza) e funcionais (temperaturas de transformação).

A recuperação é normalmente definida como a restauração das propriedades físicas do metal trabalhado, sem alterações em sua microestrutura. A densidade de

deslocações diminuí consideravelmente e os efeitos do encruamento são eliminados. Recristalização é a substituição da estrutura deformada a frio por um novo conjunto de grãos livre de deformação, e é evidenciada por uma diminuição na dureza e aumento na ductilidade. A energia armazenada no trabalho a frio é a força motriz tanto para a recuperação quanto para a recristalização (DIETER, 1986). Quando o metal deformado é reaquecido, haverá difusão termicamente ativada, a aniquilação dos defeitos de rede e a energia armazenada será liberada na forma de calor (LIU *et al.*, 1997). Se os novos grãos livres de deformação são aquecidos em uma temperatura maior que aquela de recristalização, haverá um aumento progressivo no tamanho do grão, denominado crescimento de grão.

O diagrama de fase do sistema NiTi (FIG. 6) é uma ferramenta importante para compreensão dos tratamentos térmicos adequados no aperfeiçoamento das características do EMF e SE. O interesse está restrito à região central, a fase NiTi ou fase β , limitada pelas fases Ti_2Ni e $TiNi_3$. A região de fase β mostra-se muito estreita em temperaturas abaixo de $650^\circ C$, geralmente se fazendo presente somente na faixa de composição entre 50,0 e 50,5%atNi (OTSUKA e REN, 1999).

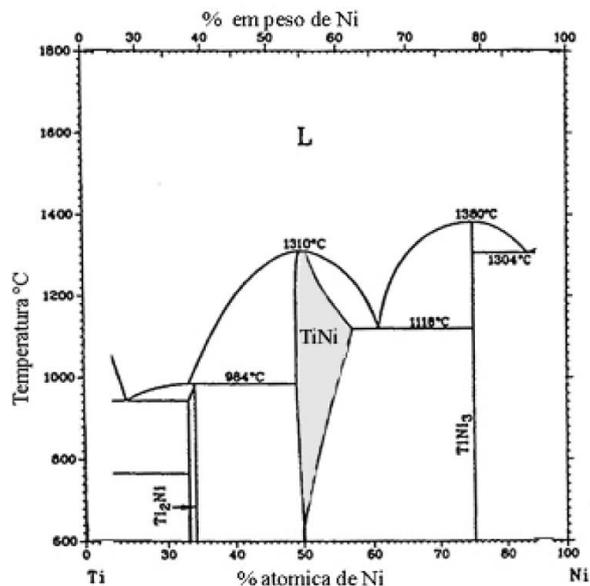


FIGURA 6 - Diagrama de fase do sistema NiTi, onde a região marcada corresponde à localização da fase β (OTSUKA e REN, 1999).

O diagrama de fase da liga NiTi se caracteriza pelo limite quase vertical da fase TiNi no lado rico em Ti, onde a faixa de solubilidade é praticamente independente da temperatura. No lado rico em Ni, o limite de solubilidade deste elemento na fase β diminui com o abaixamento da temperatura, tornando-se desprezível em aproximadamente 500°C (OTSUKA e REN, 2005). Portanto, em ligas com Ni em excesso de 50% atômico, haverá a tendência da fase β se decompor em TiNi₃. Esta decomposição geralmente envolve o aparecimento de duas fases intermediárias, Ti₃Ni₄ e Ti₂Ni₃.

As três fases Ti₃Ni₄, Ti₂Ni₃ e TiNi₃ aparecem dependendo da temperatura e do tempo de recozimento. Isto é, em temperaturas mais baixas e tempos mais curtos de tratamento térmico, a fase Ti₃Ni₄ aparece, em temperaturas e tempos maiores aparece TiNi₃, enquanto que em temperaturas e tempos intermediários surge a fase Ti₂Ni₃ (OTSUKA e REN, 2005).

Durante o resfriamento da liga em condições de equilíbrio, podem se formar compostos intermetálicos. Em ligas com excesso de Ti, a fase TiNi coexiste com o composto Ti₂Ni, enquanto que nas ligas com excesso de Ni forma-se o TiNi₃. Pode-se evitar a formação destes compostos através do resfriamento rápido (têmpera) da liga a partir de temperaturas em que ela é completamente austenítica, por exemplo, 1000°C. Neste caso, o reaquecimento do material temperado, em temperaturas não muito elevadas, por exemplo, no intervalo entre 400°C e 800°C provoca a precipitação dos compostos mencionados. Nas ligas com excesso de Ni, a formação do composto TiNi₃, durante o recozimento a baixas temperaturas, é comumente precedida pela precipitação dos compostos de transição Ti₃Ni₄ e Ti₂Ni₃. Quando a reação de precipitação ocorre, a formação de Ti₃Ni₄ é acompanhada por uma redução no conteúdo de Ni da matriz; como resultado, a temperatura Ms sofrerá uma elevação com o recozimento, até alcançar um valor constante que corresponde à composição de equilíbrio naquela determinada temperatura (OTSUKA e REN, 2005).

As ligas ricas em Ni são instáveis no sentido de que no material recozido pode ocorrer mudança nos valores de Ms durante a exposição prolongada em determinadas temperaturas. Esta instabilidade é a consequência da formação de precipitados. Dois fatores governam a nucleação e o crescimento de precipitados.

Em altas temperaturas, existe energia térmica suficiente para permitir a rápida difusão dos átomos de Ni e Ti na matriz. Entretanto, torna-se muito difícil para os átomos formarem um núcleo de precipitado quando a temperatura é muito alta. Em temperaturas mais baixas, contudo, ocorre uma situação oposta: têm-se altas taxas de nucleação, mas baixas taxas de difusão. Estes dois processos são otimizados em temperaturas intermediárias (350 – 450°C), obtendo-se assim taxas de precipitação máximas e maior impacto sobre as temperaturas de transformação. Na verdade, foi verificado um máximo na reação de precipitação em torno de 425°C, isto é, o Af aumenta mais rapidamente após tratamentos térmicos a 425°C (SABURI, 1998). A mudança na temperatura de transformação, portanto, é devida à difusão dos átomos de Ni e Ti, onde os átomos de Ni se agregam nos precipitados e os átomos de Ti se movem para a matriz de fase β . Como a matriz se torna enriquecida em Ti, a temperatura de transformação aumenta, como esperado da relação entre composição e temperatura de transformação (MELTON, 1990).

A precipitação dos compostos de transição Ti_3Ni_4 nos estágios iniciais do recozimento a baixas temperaturas ocorre na forma de partículas submicrométricas, provocando o efeito conhecido como endurecimento por precipitação do material (SABURI, 1998). Quando uma peça de metal é deformada plasticamente, uma pequena fração da energia necessária para a deformação fica armazenada na forma de deformação residual, e uma grande densidade de defeitos de rede é produzida (LIU *et al.*, 1997). Esses defeitos na rede cristalina da liga são chamados lacunas e deslocamentos. De um modo geral, a densidade e mobilidade das deslocamentos, a facilidade de produção de novas deslocamentos, a forma com que estas interagem entre si e com as imperfeições estruturais presentes no material, ditam o comportamento mecânico dos metais. A tensão necessária para mover deslocamentos em metais puros e relativamente isentos de defeitos é muito baixa. Os metais se tornam endurecidos quando o movimento destas deslocamentos é restringido. A interação das deslocamentos com partículas finamente dispersas é um dos mais complexos e versáteis mecanismos de endurecimento dos metais. Quanto maior a fração de partículas e menor o seu raio, maior será o endurecimento que elas causarão. Este aumento de resistência é decorrente principalmente da tensão necessária para dobrar as deslocamentos ao redor das partículas, aumentando a tensão de cisalhamento (BUONO *et al.*, 2002).

Embora o Ti_3Ni_4 seja considerado uma fase de menor estabilidade se comparada ao precipitado de equilíbrio $TiNi_3$, ele é completamente estável em temperaturas abaixo de $600^\circ C$ e sob condições adequadas de tratamento, apenas Ti_3Ni_4 é observado (OTSUKA e REN, 2005). Os precipitados de Ti_3Ni_4 são conhecidos por promoverem melhorias nas características de memória de forma e superelasticidade das ligas NiTi (SABURI *et al.*, 1982; MIYAZAKI *et al.*, 1982). Eles também afetam as características da transformação martensítica, podendo atuar como centros de nucleação para a formação da fase R. A introdução de finos precipitados de Ti_3Ni_4 no recozimento ou a introdução de células de deslocações através de ciclos de deformação/aquecimento são capazes de mudar a transformação martensítica de B2-B19' para B2-R-B19'. Este comportamento é explicado pelo fato de os precipitados e células de deslocações induzirem o aparecimento de campos de tensões na matriz circundante (OTSUKA e REN, 2005). Estes campos de tensões produzem uma forte resistência às grandes deformações associadas com a formação de B19'. A fase R produz uma deformação na rede cristalina significativamente menor (ALLAFI *et al.*, 2002).

A transformação $B2 \rightarrow R$ acontece por nucleação e crescimento. Com o resfriamento, as placas finas de fase R nucleiam a partir de defeitos da rede como as deslocações, crescem e se juntam. Com o resfriamento adicional, muitas outras placas de fase R se formam e, em seguida, toda a região se transforma em fase R. A região entre R_s e R_f , caracterizada por uma pequena histerese de temperatura, representa uma região de duas fases composta pelas fases parente e R. Com o aquecimento, as placas se contraem e desaparecem (OTSUKA e REN, 1999).

Embora as propriedades das ligas com teor de Ni maior que 50,5%at sejam sensíveis ao tratamento térmico em temperaturas entre 300 e $500^\circ C$, devido à precipitação de Ti_3Ni_4 , as ligas com teor de Ni entre 50,0%at e 50,5%at são insensíveis a este tratamento, porque nelas não ocorre a precipitação de Ti_3Ni_4 . Contudo, os tratamentos termomecânicos como recozimento em temperatura abaixo de $500^\circ C$ após trabalho a frio, afetam em muito as suas propriedades. As ligas NiTi aproximadamente equiatômicas (teor de Ni inferior a 50,5%at), quando totalmente recozidas, exibem comportamento pseudoelástico apenas parcialmente e o EMF também não é bom (SABURI *et al.*, 1982). O alongamento permanente, devido à deformação por escorregamento, aumenta com o aumento da temperatura de teste.

Entretanto, isto pode ser melhorado por tratamento termomecânico, que aumenta efetivamente a resistência à deformação por escorregamento, aumentando de forma substancial a deformação pseudoelástica. Observou-se que a deformação recuperável na descarga aumenta com o grau crescente de laminação a frio antes do recozimento. A liga com deformação a frio a partir de 20% e recozimento a 400°C apresenta superelasticidade completa (SABURI *et al.*, 1982).

O trabalho a frio apenas, isto é sem o recozimento, destrói o patamar martensítico na curva tensão-deformação. Portanto, um material trabalhado a frio até 20% apresenta um limite de escoamento muito alto, mas suas propriedades de memória de forma são pobres na medida em que somente deformações muito pequenas podem ser recuperadas. O recozimento irá restaurar o efeito memória de forma, mas reduzirá a tensão de escoamento (MELTON, 1990). As propriedades finais do componente de NiTi são determinadas, em grande escala, pela combinação da quantidade de trabalho a frio e o tempo e a temperatura usados no tratamento térmico final. Como as ligas NiTi encruam muito rapidamente, usualmente a deformação a frio não deve ultrapassar 30 a 50% em cada estágio, antes do material ser recozido (RUSSEL, 2000).

Zinelis *et al.* (2007) ao avaliar o efeito do tratamento térmico na resistência à fadiga de instrumentos de NiTi, analisando temperaturas que variaram entre 250°C e 550°C por 30 minutos, observaram que a resistência à fadiga foi superior nos instrumentos submetidos a tratamentos térmicos a 430°C e 440°C. A microestrutura das ligas NiTi trabalhadas a frio tem grande densidade de deslocação bem como martensita residual na matriz austenítica. Durante o aquecimento, a microestrutura muda por dois mecanismos antagônicos: crescimento de precipitados de Ti_3Ni_4 e aniquilação das deslocações. O crescimento de precipitados de Ti_3Ni_4 é também efetivo na redução do escorregamento de deslocações devido à grande densidade de deslocações em estruturas trabalhadas a frio. Embora a ductilidade aumente progressivamente com a atenuação de deslocações, o processo de precipitação durante o recozimento tem efeito inverso por impedir o movimento das mesmas. De acordo com os autores, a temperatura entre 430°C e 440°C é mais favorável para obtenção do máximo de resistência à fadiga.

O efeito do tratamento térmico nas temperaturas de transformação e propriedades mecânicas dos instrumentos rotatórios de NiTi foi também avaliado por Yahata *et al.* (2009). Os autores observaram que em tratamentos térmicos com temperaturas de 440° e 500°C, houve um aumento nas temperaturas de transformação Ms e Af sendo que o tempo do tratamento térmico apresentou menor influência que os valores da temperatura utilizada. As alterações nas temperaturas de transformação resultantes de tratamentos térmicos mostraram-se efetivas no aumento da flexibilidade de instrumentos endodônticos de NiTi.

De um modo geral, pode-se afirmar que o tratamento termomecânico cria uma subestrutura de deslocamentos bem desenvolvida na austenita, levando a mudanças fundamentais na cinética de transformação e na estrutura da martensita, influenciando as propriedades das ligas NiTi (PROKOSHKIN *et al.*, 1995).

A fim de melhorar a resistência à fratura e a flexibilidade de instrumentos de NiTi, pesquisadores e fabricantes desenvolveram novos métodos de fabricação de instrumentos de NiTi. Em um desses métodos, foi produzido o fio *M-Wire* que é obtido por um processo termomecânico especial (BERENDT, 2007). Já existem estudos avaliando a resistência à fadiga flexural de instrumentos *GTX*, feitos com esse tipo de fio, comparando-os com instrumentos *K3*, que são produzidos com liga NiTi convencional. Os autores não observaram diferença na resistência à fadiga entre os dois tipos de instrumentos (GAMBARINI *et al.*, 2008a). Entretanto, Johnson *et al.* (2008), Larsen *et al.* (2009), Gao *et al.* (2010) e Al-Hadlaq *et al.* (2010) observam superior resistência à fadiga flexural dos instrumentos *fabricados com o fio M-Wire*, se comparados com instrumentos produzidos com fio NiTi convencional. Segundo Alapati *et al.* (2009), o tratamento termomecânico empregado no fio *M-Wire* faz com que a martensita esteja presente na microestrutura da liga, estas e outras características provenientes do tratamento seriam itens relevantes no aperfeiçoamento das propriedades mecânicas do fio *M-Wire*. Peixoto *et al.* (2010) ao compararem a resistência à fadiga flexural e a resistência torcional dos instrumentos *GT* com os *GTX*, verificaram superior resistência à fadiga dos últimos. Isso se deve, possivelmente, ao tratamento termomecânico que aumentou a resistência ao escorregamento do material. Entretanto, a resistência torcional dos instrumentos *GTX* foi inferior a dos *GT*, provavelmente devido ao comprimento superior de seus *pitchs*.

2.3 Flexibilidade dos instrumentos de NiTi

A instrumentação de canais radiculares curvos com limas de aço inoxidável pode promover erros de procedimento, como degraus e transporte de canal, devido à rigidez desses instrumentos (THOMPSON, 2000). Os instrumentos de NiTi, ao contrário, são cerca de duas a três vezes mais flexíveis, o que permite a manutenção do trajeto original de canais curvos (WALIA *et al.*, 1988). Além disso, a grande flexibilidade desses instrumentos permite uma habilidade única de formatar canais radiculares curvos em rotação contínua, ao contrário do que ocorreria com instrumentos de aço inoxidável (GAMBARINI *et al.*, 2009).

A flexibilidade de instrumentos endodônticos, segundo as especificações ISO 3630-1, é determinada pela fixação da ponta e haste dos instrumentos, com posterior flexão até 45°. O momento de dobramento é obtido pela força requerida para flexionar o instrumento a 45° de inclinação em relação ao seu longo eixo (SCHÄFER *et al.*, 2003).

Um baixo valor de momento de dobramento é um indicativo de que o instrumento é mais flexível, o que clinicamente é desejável. Em instrumentos desse tipo, o carregamento sofrido pelas estrias cortantes em canais curvos é reduzido, o que reduz a tensão que incide sob o instrumento, e conseqüentemente o risco de fratura (SCHÄFER *et al.*, 2003).

A habilidade dos instrumentos de NiTi de seguirem a curvatura de canais radiculares é facilitada pelas características de flexibilidade e resistência torcional (KIM *et al.*, 2009). Instrumentos muito flexíveis levam a menores mudanças indesejáveis no trajeto do canal radicular do que aqueles que possuem maior rigidez.

A flexibilidade de instrumentos rotatórios de NiTi é influenciada pelas propriedades metalúrgicas (composição e tratamento termomecânico da liga) e pelas suas características geométricas, como secção transversal, e valores dimensionais (TURPIN *et al.*, 2000; SCHÄFER, *et al.*, 2003).

O aumento na flexibilidade dos instrumentos é alcançado tanto por alterações nas características de *design*, por exemplo, diferentes variações da secção transversal

dos mesmos, como pelo uso da liga NiTi (SCHÄFER e TEPEL, 2001; SCHÄFER *et al.*, 2003). Segundo Miserendino (1991) pequenas variações no *design* de instrumentos endodônticos têm um efeito significativo nas suas propriedades físicas e mecânicas, tais como eficiência de corte, resistência torcional e flexibilidade.

A secção transversal do instrumento é um parâmetro importante, uma vez que determina suas propriedades torcionais e flexurais (BERUTTI *et al.*, 2003). A área da secção transversal é, na realidade, inversamente proporcional à flexibilidade dos instrumentos de NiTi (TRIPI *et al.*, 2006; MELO *et al.*, 2008) De acordo com Schäfer e Tepel (2001) a configuração da secção transversal é o principal parâmetro a influenciar as propriedades flexurais dos instrumentos, exercendo um papel predominante sobre o número de espirais cortantes.

Foi verificado por Schäfer *et al.* (2003) uma grande correspondência entre área da secção transversal e a rigidez dos instrumentos, o que ratifica a configuração da secção como fator importante na resistência à flexão dos mesmos. É possível supor que, quanto maior o diâmetro, a área e a forma da secção transversal ou a conicidade dos instrumentos, maior será a rigidez dos mesmos (MIYAI *et al.*, 2006).

Hayashi *et al.* (2007) concluíram que o carregamento em dobramento de instrumentos de NiTi, com secção transversal de base retangular, foi menor do que os instrumentos que possuíam a geometria de base triangular. Entretanto, um tratamento térmico adicional foi efetivo em diminuir o carregamento em dobramento de instrumentos com secção transversal de base retangular, os quais normalmente exibem propriedades de flexão superiores. Kim *et al.* (2009), em um trabalho de simulação com modelo de elementos finitos, também investigaram tipos de secções transversais de instrumentos rotatórios de NiTi: formato em U (*ProFile*), hélice tripla (*HeroShaper*), formato em S (*Mtwo*) e base retangular modificada (NRT). Os diferentes *designs* resultaram em diferentes níveis de deformação, durante a simulação de carregamentos em flexão e torção. Os instrumentos com secção transversal de formato em U e hélice tripla (*ProFile* e *HeroShaper*) apresentaram um nível menor de tensão residual e deformação permanente do que os instrumentos com secção transversal em S e de base retangular modificada.

Em um recente estudo, Yahata *et al.* (2009) analisaram o efeito de tratamento térmico na propriedade de flexibilidade de instrumentos endodônticos de NiTi, verificando que o tratamento térmico a 440°C foi efetivo em elevar a flexibilidade de instrumentos de NiTi. Segundo os autores, o módulo de elasticidade da liga NiTi varia dependendo de suas fases constituintes; a fase martensita possui um módulo de elasticidade menor do que a austenita, e isso leva a uma mudança significativa na variação das temperaturas de transformação. As temperaturas de transformação obtidas, neste estudo, sugerem que na temperatura bucal, as amostras que sofreram tratamento térmico a 440°C eram compostas por martensita, fase R e austenita. Essa constituição pode ser uma das explicações para a grande flexibilidade encontrada. Outra possível justificativa para esse resultado seria a de que tratamentos térmicos são capazes de aumentar as temperaturas de transformação, e a flexibilidade é influenciada pelas temperaturas Ms e Af. Instrumentos rotatórios de NiTi com altas temperaturas de transformação apresentam menor carregamento em flexão em comparação com aqueles com baixas temperaturas de transformação (YAHATA *et al.*, 2009).

Viana *et al.* (2010) avaliaram a flexibilidade de instrumentos rotatórios dos sistemas *ProTaper Universal (PTU)*, *K3* e *EndoSequence (ES)*. Foram utilizadas técnicas para avaliação de propriedades físicas, composição química, e caracterização geométrica e dimensional dos instrumentos analisados. A flexibilidade foi avaliada em ensaios de flexão realizados conforme a especificação ISO 3630-1. Os instrumentos *K3* foram os menos flexíveis, seguidos pelos instrumentos *PTU* e *ES*. Foi encontrada uma relação linear entre o momento de dobramento (MB) e diâmetro e área da secção transversal a 3 mm da ponta dos instrumentos. Embora a composição química não tenha variado, as temperaturas de transformação de fase dos instrumentos *K3* foram mais baixas do que as dos demais, possivelmente devido a diferenças nos tratamentos termomecânicos a que são submetidos. Esses instrumentos apresentaram apenas a fase austenítica à temperatura ambiente, enquanto que nos instrumentos *PTU* e *ES* havia também martensita. A presença de uma pequena quantidade de martensita favorece a transformação martensítica induzida por tensão, o que contribui para aumentar a flexibilidade do instrumento. Após obtenção da vida em fadiga (NCF) dos instrumentos avaliados, instrumentos novos foram submetidos a carregamento cíclico em fadiga flexural até 1/4 e 3/4 da

sua vida em fadiga. Outro grupo de instrumentos novos foi submetido a 20 ciclos de carregamento em torção de zero a 180°. Posteriormente, todos os instrumentos tiveram sua flexibilidade reavaliada. O carregamento cíclico torcional não causou diferenças significativas no momento de dobramento dos instrumentos avaliados. Já para os ensaios de fadiga flexural interrompida, diferenças significativas na flexibilidade de alguns grupos de instrumentos foram observadas e identificadas como sendo uma melhoria na flexibilidade, que ocorreu tanto na condição de baixo (1/4) quanto na de alto (3/4) carregamento cíclico prévio. Logo, o uso clínico simulado não foi capaz de induzir efeitos deletérios na flexibilidade dos instrumentos avaliados (VIANA, 2010).

2.4 Fratura dos instrumentos de NiTi

A fratura de instrumentos no interior dos canais radiculares é um incidente que pode ocorrer durante a terapia endodôntica, e o seu prognóstico depende de alguns fatores como localização da fratura, tamanho do fragmento, diâmetro do canal e desenho da secção transversal do instrumento (PARASHOS e MESSER, 2006). O prognóstico mais favorável ocorre quando se consegue completar o preparo, removendo ou ultrapassando o fragmento, incorporando-o ao material obturador (IVERSON *et al.*, 1985).

A prevenção da fratura é sempre preferível às tentativas de remoção do instrumento fraturado. As conseqüências da fratura são significativas, uma vez que o fragmento remanescente impede a adequada limpeza, formatação e selamento do canal, podendo levar a um desgaste excessivo da dentina durante as tentativas de remoção. Esta remoção de dentina predispõe à ocorrência de perfurações, fraturas radiculares e dificuldade de localização da trajetória original do canal mesmo após a remoção do instrumento (COHEN *et al.*, 2005).

Os instrumentos de aço inoxidável usualmente se deformam antes de fraturarem, e podem ser inspecionados pelos sinais visíveis de deformação. Um instrumento deformado, normalmente, mostra uma curvatura severa ou o destorcimento das lâminas, o que indica que o limite elástico do metal foi excedido e que o instrumento

deve ser descartado. Apesar da maior flexibilidade dos instrumentos confeccionados em NiTi, sua fratura ainda é uma preocupação, pois estes instrumentos podem se romper sem qualquer sinal visível de deformação plástica na sua lâmina de corte. Logo, a inspeção visual não é um método confiável para avaliação das limas de NiTi usadas (PRUETT *et al.*, 1997; PATIÑO *et al.*, 2005).

A recomendação mais segura seria o descarte dos instrumentos após períodos de uso específicos, que dependem do *design* e diâmetro do instrumento, forma de uso e geometria do canal radicular preparado. Em curvaturas severas, com pequeno raio de curvatura e grande ângulo, o descarte dos instrumentos após um único uso pode ser o procedimento mais adequado para prevenir a fratura (PRUETT *et al.* 1997).

Dois mecanismos distintos de fratura foram descritos por Sattapan *et al.* (2000a): sobrecarga em torção e fadiga por flexão. Os instrumentos fraturados por torção geralmente apresentam características de deformação plástica, enquanto aqueles que falharam por fadiga não exibem tais padrões de deformação. Quando o instrumento sofre rotação no interior de um canal curvo, é submetido a tensões alternadas de tração e compressão, levando à nucleação de trincas que se propagam e coalescem até a fratura final do instrumento. Os níveis de tensão durante o carregamento cíclico são geralmente dependentes da geometria da curvatura e das cargas aplicadas, com um nível maior de tensão na área da curvatura máxima do canal radicular (SERENE *et al.*, 1995; PRUETT, 1997; BOOTH *et al.*, 2003; BAHIA e BUONO, 2005). A ruptura por torção de um metal dúctil ocorre por cisalhamento ao longo dos planos submetidos às tensões máximas de cisalhamento, resultando em um plano de fratura normal ao eixo longitudinal. Grandes deformações plásticas em torção podem resultar em mudanças consideráveis no comprimento da amostra (DIETER, 1986; SOUZA, 1995).

2.4.1 Fratura por Torção

Durante a formatação de canais curvos os instrumentos de NiTi acionados a motor são submetidos à tensões constantes em função da anatomia do SCR e da dureza da dentina que deverá ser cortada. A fratura por torção ocorre quando o limite

elástico do metal é excedido e o instrumento sofre deformação plástica podendo ser seguida de ruptura, especialmente em canais atrésicos e curvos (PETERS e BARBAKOW, 2002; GUILFORD *et al.*, 2005; BAHIA *et al.*, 2006b). A distribuição destas tensões ao longo do instrumento dependerá da secção transversal, comprimento de *pitchs*, área do instrumento e presença de plano radial. Desta forma, os instrumentos devem ser resistentes o suficiente para suportar as tensões geradas no interior dos canais e flexíveis para evitar erros de procedimentos.

Berutti *et al.* (2003) compararam em simulação matemática pelo método de elementos finitos o comportamento em torção e dobramento de dois modelos com secções transversais diferentes (*ProTaper* e *ProFile*), sem contudo, levar em consideração a conicidade dos instrumentos. No modelo *ProTaper* as tensões foram menores e mais uniformemente distribuídas ao longo do mesmo, mostrando maior resistência às tensões torcionais. O modelo *ProFile* com menor secção transversal mostrou ser mais flexível que o modelo *ProTaper*. Resultados semelhantes relacionando secção transversal e momento de dobramento também foram encontrados por Hayashi *et al.* (2007). Foi sugerido pelos autores que os instrumentos *ProTaper* por serem mais resistentes a tensões torcionais, embora menos flexíveis, podem ser mais indicados para formatar canais atrésicos e curvos, na fase inicial de formatação. Já o modelo *ProFile* sendo mais flexível e menos resistente, seria indicado para formatar canais mais largos e a fase final de canais curvos. Xu e Zheng (2006) realizaram estudo semelhante utilizando seis modelos de instrumentos de NiTi com diferentes secções transversais, levando também em consideração a conicidade ao longo dos instrumentos. Os autores encontraram que as concentrações de tensão aumentaram com o aumento do comprimento de pitch, e com a diminuição das secções e áreas transversais, largura do plano radial e conicidade do instrumento.

Muitos outros fatores podem afetar a resistência à torção de instrumentos endodônticos, tais como: calibre (diâmetro de ponta), conicidade (*taper*), desenho do instrumento, material utilizado, modo de fabricação, combinação de rigidez e flexibilidade, além da direção de rotação do instrumento (HILT *et al.*, 2000; GAMBARINI, 2001b; BAHIA *et al.* 2006b).

Os instrumentos com menores comprimentos de *pitch* apresentam uma maior tendência de se parafusar no interior do canal, bem como um torque máximo significativamente maior em relação aos instrumentos com comprimentos de *pitch* maiores. Maiores comprimentos de *pitch* reduzem o ângulo de corte, diminuindo a tensão torcional, a tendência de rosqueamento, e conseqüentemente o risco de fratura por torção (DIEMER e CALAS, 2004).

O torque aplicado ao instrumento é um entre muitos parâmetros que influenciam a incidência de travamento, deformação e fratura por torção. O torque é geralmente expresso em gf.cm ou N.cm: o produto entre uma unidade de força e uma unidade de distância. Durante a preparação do canal radicular cada instrumento pode ser submetido a níveis diferentes de torque. Em princípio, um instrumento usado com um alto torque é muito ativo e a incidência de fratura tenderia a aumentar. Se o nível de torque é igual ou maior ao torque para a deformação e/ou fratura, a ocorrência de falha é significativa (YARED e SLEIMAN, 2002).

Esta tensão elevada não é clinicamente importante em canais retos, onde a resistência à remoção da dentina é baixa. No entanto, em canais curvos e calcificados, a resistência oferecida pelas paredes do canal é alta e o instrumento pode tornar-se preso. Nestas situações o alto torque fornecido pelo motor pode levar imediatamente à fratura do instrumento preso, já que o profissional não tem tempo suficiente para interromper a rotação ou retrair o instrumento (GAMBARINI, 2001c; YARED e SLEIMAN, 2002; BAHIA, 2004).

Segundo Bolger e Gough (1985) a avaliação da resistência à fratura das limas endodônticas costuma ser feita a partir de parâmetros estabelecidos pela *American Dental Association* (ADA), através das especificações número 28 e 58. A determinação da resistência à fratura por torção ocorre através das medidas de torque (resistência torcional) e deflexão angular (graus que o instrumento é girado até a fratura). A resistência torcional e o ângulo de rotação até a fratura dos instrumentos são características determinadas pelo material, método de fabricação e geometria do instrumento, bem como quaisquer procedimentos que possam afetar negativamente estas propriedades (IVERSON *et al.*, 1985).

Peters *et al.* (2003) estabeleceram uma correlação positiva e estatisticamente significativa entre o torque gerado e a força apical aplicada durante a formatação de

canais radiculares de dentes extraídos, bem como os volumes pré-operatórios destes canais. Assim, a formatação de canais constrictos submeteu os instrumentos rotatórios de NiTi à maiores cargas torcionais. Ao mesmo tempo, as forças dirigidas apicalmente aumentaram de forma significativa quando canais atrésicos foram preparados. Logo, o pré-alargamento dos terços coronário e médio, e a exploração de todo o comprimento do canal com instrumentos manuais antes da utilização dos instrumentos rotatórios de NiTi é de suma importância, pois remove interferências nos terços citados e cria espaço adequado para os instrumentos rotatórios de NiTi trabalharem com segurança, reduzindo a tensão torcional e, portanto, a fratura por torção. A maioria dos sistemas de NiTi acionados a motor empregados atualmente, possuem ponta inativa ou moderadamente inativa, o que previne a formação de iatrogenias durante a formatação de canais curvos. Entretanto, uma ponta sem corte, quando encontra um canal com diâmetro menor, pode se prender às paredes do canal, causando rápido aumento no torque, que pode exceder o nível crítico, deformando e/ou fraturando o instrumento (BERUTTI *et al.*, 2004).

Os motores de baixo torque permitem selecionar diferentes valores de torque de acordo com cada instrumento, a fim de oferecer maior segurança em relação ao travamento e fratura dos instrumentos por torção. O valor estipulado indica o torque máximo que um instrumento pode ser submetido sem que haja fratura. Quando a força exercida na ponta da lima se iguala ao valor de torque selecionado, o aparelho trava automaticamente emitindo um sinal sonoro, podendo reverter a direção de rotação. Dessa forma, a ocorrência de deformação plástica e/ou fratura do instrumento é reduzida. Os valores são usualmente baixos para instrumentos de menor diâmetro, e altos para aqueles de diâmetros maiores (YARED e SLEIMAN, 2002). Entretanto, Berutti *et al.* (2004) afirma que o acionamento reverso da rotação pode ocasionar uma diminuição na vida em fadiga dos instrumentos já que o sentido de rotação muda no momento em que o máximo valor de torque é atingido, originando tensão no instrumento.

Os motores com alto torque quando utilizados por profissionais experientes com instrumentos rotatórios de NiTi não levam a um aumento na incidência de falhas (YARED *et al.*, 2001b,c; YARED e SLEIMAN, 2002; YARED *et al.*, 2003; BERUTTI *et al.* 2004). Os motores com baixo torque são de grande valia nos casos de profissionais inexperientes com instrumentos rotatórios de NiTi e estudantes,

contribuindo para a redução da incidência de travamento, deformação e fratura dos mesmos. Outra vantagem dos motores com baixo torque é o aumento da sensibilidade tátil da instrumentação rotatória, um passo fundamental na redução de risco de fratura. Entretanto, Yared e Sleiman (2002) afirmam que um motor com baixo torque reduz a eficiência de corte e sua progressão no canal radicular fica mais difícil, levando o operador a forçá-lo no sentido apical, o que aumenta o risco de travamento, deformação e fratura do instrumento.

A quantidade de torque que o instrumento requer durante a formatação dos canais radiculares é determinada, em parte, pelo tamanho da área de contato entre o instrumento e as paredes do canal. Quanto maior este contato, maior o torque gerado (BLUM *et al.*, 1999a,b; SCHRAEDER e PETERS, 2005). Sendo assim, o torque gerado durante a instrumentação está relacionado diretamente com o diâmetro de ponta e conicidade dos instrumentos, bem como, com o calibre do canal. Instrumentos com maior diâmetro de ponta e mais cônicos requerem um maior torque durante a instrumentação, sobretudo em canais constrictos. Desta forma, diferentes regiões ao longo dos instrumentos são submetidas a diferentes níveis de torque, levando em consideração os diâmetros em cada região dos instrumentos. Se o nível de torque na superfície dos instrumentos é igual ou maior que o torque máximo até a fratura, então a fratura por torção pode ocorrer, se o instrumento estiver preso no canal. Uma forma de se reduzir o risco de fratura por torção é não aplicar força apical durante a instrumentação dos canais (SATTAPAN *et al.*, 2000a).

Entretanto, é preciso compreender que os valores de torque máximo até a fratura, obtidos para cada instrumento, são referentes a instrumentos novos e que valores de torque significativamente menores provocariam a ruptura em torção do instrumento após um determinado número de canais preparados. Logo, os motores com baixos valores de torque podem prevenir a fratura por torção somente se os valores selecionados forem aqueles referentes ao estado de uso do instrumento (BAHIA *et al.*, 2006). O melhor seria evitar o uso clínico prolongado e utilizar instrumentos rotatórios de NiTi novos para os casos mais complexos (GAMBARINI, 2001a).

A medida da deformação no ensaio de torção é calculada pela deflexão angular, dada pelo deslocamento de um ponto da amostra próximo à cabeça giratória, em relação a outro ponto em uma mesma linha longitudinal próximo à outra extremidade (DIETER, 1986). Quando se leva em consideração a deflexão angular até a fratura, Yared (2004), Bahia *et al.* (2006a, b) e Vieira *et al.* (2009) observaram uma redução significativa neste parâmetro após deformação cíclica, ao contrário de Yared *et al.* (2003). Já a relação entre deflexão angular até a fratura e diâmetro não foi observada (SVEC e POWERS, 1999; GAMBARINI, 2000; ULLMANN e PETERS, 2005, BAHIA *et al.*, 2006). A medida de deflexão angular pode fornecer alguma informação sobre o risco de fratura de um instrumento, quando sua ponta estiver presa às paredes de um canal radicular, e rotação adicional for aplicada (BAHIA *et al.*, 2006b). Entretanto, esse parâmetro não é, necessariamente, correlacionado com a experiência clínica e, portanto, não permite adequada avaliação de instrumentos endodônticos, tendo em vista uma perspectiva clínica (GAMBARINI, 1999).

A técnica e seqüência de instrumentação são fatores que influenciam a localização das áreas de contato entre o instrumento e as paredes do canal, bem como, a relação entre estas áreas e as forças apicais e torque gerados durante a preparação de canais radiculares. Durante a formatação de canais curvos, todos os instrumentos de NiTi acionados a motor apresentam contato com as paredes dos canais. Todavia, na técnica *step-back* existe grande contato entre as paredes do canal e toda a haste cortante do instrumento, resultando em elevados valores de força apical e torque. Na técnica *crow-down* os instrumentos responsáveis pela formatação dos terços coronário e médio do canal apresentam um maior contato com as paredes do canal ao longo das suas regiões de maior diâmetro. O torque desenvolvido nestas regiões é alto, mas estes instrumentos são resistentes o suficiente para suportar essa magnitude. Os instrumentos responsáveis pela formatação do terço apical apresentam contato maior com as paredes do canal nas regiões mais próximas da ponta e em função do pré-alargamento prévio dos terços coronários e médio são submetidos a menores valores de torque e força apical, que na técnica *step-back*, o que resulta em maior segurança em relação à fratura por torção e fadiga (SCHARADER e PETERS; 2005).

Acredita-se que o uso de lubrificantes durante a instrumentação rotatória dos canais radiculares também possa contribuir a reduzir o risco de fratura dos instrumentos

através da diminuição do atrito do instrumento com as paredes do canal. Peters *et al.* (2005) demonstraram experimentalmente que soluções irrigadoras aquosas foram as mais efetivas na diminuição do atrito gerado durante a instrumentação dos canais, e que a indicação de produtos viscosos está associada a instrumentos com maior poder de corte.

As velocidades de rotação também podem influenciar a resistência à torção de instrumentos rotatórios de NiTi. A fricção e o potencial para a fratura aumentam quando o instrumento é trabalhado no interior do canal com alta velocidade e pressão apical, já que as lâminas de corte tendem a travar e o deslocamento das raspas de dentina é diminuído (RUDDLE, 2003). Por outro lado, quando um instrumento de NiTi é usado em uma velocidade menor do que a ideal, ele tende a perder eficiência de corte. Com a eficiência de corte reduzida, a progressão do instrumento no interior do canal é dificultada. Neste caso, o operador acaba por forçar o instrumento apicalmente e o risco de travamento e fratura aumentam (GAMBARINI, 2001c; YARED e SLEIMAN, 2002; RUDDLE, 2003).

Yared *et al.* (2003) compararam o torque e a deflexão angular até a fratura de instrumentos *ProFile* .04, nos calibres 15 a 40, novos e usados em blocos de resina acrílica, com canais curvos. Os resultados mostraram que o torque até a fratura dos instrumentos novos aumentou de forma significativa com o calibre do instrumento, tendência observada por diversos autores na literatura, tanto para os instrumentos *ProFile* (WOLCOTT e HIMEL, 1997; SVEC e POWERS, 1999; PETERS e BARBAKOW, 2002; BAHIA *et al.* 2006b), quanto para os sistemas K3 (YARED *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008) e *ProTaper* (PETERS *et al.*, 2003). De fato, uma correlação definitiva foi encontrada entre o torque máximo e o diâmetro e a área da secção transversal a 3 mm da ponta durante ensaios com instrumentos K3 (BOOTH *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008).

Yared (2004) demonstrou que os instrumentos utilizados durante o preparo de 5 canais artificiais apresentaram menores valores de torque até a fratura quando comparados a instrumentos novos. O autor sugere que a fadiga flexural ou torcional, gerada pelo uso dos instrumentos em canais curvos e pelo travamento dos mesmos no interior dos canais, poderia facilitar a propagação de trincas e então, reduzir os valores de torque máximo dos instrumentos usados.

Em adição, observado que a deformação cíclica de instrumentos *ProFile* até metade e três quartos da sua vida em fadiga produziu uma redução estatisticamente significativa nos valores de torque máximo em todos os instrumentos ensaiados em torção, quando comparados aos valores obtidos por instrumentos novos (BAHIA *et al.* 2006b). É importante mencionar que a geometria do canal artificial, utilizada neste estudo, determina a localização do ponto de flexão máxima a aproximadamente 3mm da ponta do instrumento, coincidindo com região do instrumento que é presa às garras durante os ensaios de torção. Esta coincidência garantiu que os instrumentos foram submetidos tanto às tensões de flexão como torção na mesma região, diferentemente de outros estudos, onde a amplitude de deformação se localizou em média de 5 a 7mm da ponta e nos testes de torção o instrumento é preso a 3mm da ponta. Logo, áreas diferentes dos instrumentos são submetidas às tensões de fadiga e torção.

Vieira *et al.* (2009), ao avaliarem o comportamento torcional de instrumentos rotatórios de NiTi *ProTaper Universal* após uso clínico, observaram uma redução média de 6%, 19%, 12% e 13% nos instrumentos S1, S2, F1 e F2, respectivamente, em comparação com o grupo controle. Esses resultados confirmam o papel desempenhado pelo uso clínico múltiplo na redução da resistência torcional desses instrumentos.

Ao utilizar microscopia eletrônica para avaliar um grande número de instrumentos de NiTi dos sistemas *ProFile*, *ProFile GT* e *ProTaper* descartadas após o uso clínico, Alapati *et al.* (2005) observaram que os instrumentos fraturados geralmente apresentavam microcavidades nas suas superfícies de fratura, os quais são indicativos de fratura dúctil. A partir desta verificação, os autores sugerem que a fratura dos instrumentos endodônticos seja causada predominantemente por torção e em menor extensão por fadiga durante o uso clínico.

A resistência torcional dos novos instrumentos fabricados com o fio M-Wire ainda é pouco relatada na literatura. Johnson *et al.* (2008) comparando instrumentos *ProFile* fabricados com três variantes do fio Nitinol e o fio M-Wire não encontraram diferenças significativas no comportamento em torção dos instrumentos analisados.

O estudo realizado por Kramkowski e Bahcall (2009) avaliou a resistência à torção dos instrumentos GT e GTX, nos calibres 20 e 30 e *tapers* .04 e .06. Os autores não

encontraram diferenças significativas nos valores de torque gerado entre os dois sistemas, porém, os instrumentos GT apresentaram maiores valores para deflexão angular para todos os instrumentos testados, exceto para os instrumentos 20/.04. Entretanto, Kell *et al.* (2009) ao pesquisarem o comportamento em torção de instrumentos 20/.06 GT e GTX novos e usados verificaram que GTX apresentou maior resistência a torção quando comparado aos instrumentos GT de diâmetro compatível.

Por outro lado, Peixoto *et al.* (2010) ao compararem a resistência torcional dos instrumentos GT com os GTX, verificaram superior resistência torcional dos instrumentos GT, provavelmente devido seu ao menor comprimento de *pitch*.

Como poucos estudos estão disponíveis na literatura sobre os instrumentos ProFile Vortex o conhecimento das características dimensionais e propriedades mecânicas destes instrumentos se faz necessário, para que seja possível uma utilização mais segura desse sistema rotatório na prática endodôntica.

2.4.2 Fratura por Fadiga

Fadiga é o termo utilizado para se referir à fratura de materiais submetidos a tensões cíclicas. Nos metais, a fratura por fadiga envolve três estágios: a nucleação de trincas, seu crescimento lento e progressivo e a fratura final rápida. No primeiro estágio, a nucleação da trinca de fadiga, como na maioria dos processos de fratura dúctil, está relacionada a fluxo plástico não homogêneo em nível microscópico, podendo ocorrer mesmo quando a estrutura se encontra, macroscopicamente, sob tensões elásticas. Este estágio de nucleação (estágio I) é de natureza cristalográfica e é ditado mais pelo escorregamento que pelas considerações de fratura por tração. Assim, a trinca se propaga inicialmente em uma direção a aproximadamente 45° do eixo principal de tração. Durante o processo de crescimento lento (estágio II), a taxa de avanço da trinca é influenciada pela frequência e amplitude do ciclo de tensão ou deformação. O crescimento lento da trinca é interrompido pela fratura final rápida (estágio III), quando a trinca desenvolvida atinge o tamanho crítico para propagação instável. A taxa de propagação da trinca está intimamente relacionada com a

variação de tensão em cada ciclo, quanto maior a variação de tensão, maior a taxa de avanço da trinca. Sendo assim, a área de fratura final depende das tensões aplicadas e da tenacidade do material (COURTNEY, 1990).

A fratura por fadiga possui a característica relevante de acontecer sem apresentar quaisquer defeitos aparentes como a deformação permanente, ou mudança na estrutura do material. A resistência à fadiga dos materiais é um dos aspectos mais importantes a se considerar nas aplicações de dispositivos que utilizam partes rotatórias (COURTNEY, 1990).

O comportamento em fadiga das ligas NiTi está relacionado à tensão aplicada. Em baixa tensão a liga exibe uma deformação linear. No momento em que a tensão se eleva acima de um determinado valor, um pequeno aumento na tensão refletirá em um grande aumento na deformação que, diferente da maioria dos metais, é reversível, caracterizando a superelasticidade. Testes de fadiga conduzidos na região superelástica dão origem ao comportamento de fadiga de baixo ciclo, resultando em uma redução muito rápida da vida em fadiga. Esta fadiga de baixo ciclo está mais relacionada à quantidade de deformação do que ao nível de tensão imposto à amostra (PRUETT *et al.*, 1997).

Foi observado vida em fadiga mais curta em ligas NiTi devido à coexistência das fases martensita e austenita, onde os contornos de fase funcionam como fontes de concentração de tensão (TABANLI, 1999). Por outro lado, limiares de fadiga mais altos e taxas de propagação de trinca mais lentas têm sido encontradas na martensita comparada à austenita estável e superelástica. A austenita superelástica apresenta as piores propriedades em relação ao crescimento da trinca, embora seja a microestrutura mais utilizada para aplicações comerciais. Isto sugere que a superelasticidade não aumenta a resistência ao crescimento da trinca de fadiga na liga NiTi (DAUSKARDT *et al.*, 1989; MCKELVEY e RITCHIE, 2001).

Figueiredo *et al.* (2010) avaliou o comportamento em fadiga de baixo ciclo de cinco fios de NiTi (um com microestrutura austenítica estável; dois superelásticos; um bifásico: microestrutura austenítica e martensítica; e um martensítico estável), submetidos a ensaios de flexão rotativa sob controle de deformação. Os fios martensíticos apresentaram a maior vida em fadiga. Análises por elementos finitos sugeriram que a concentração de tensões e deformações é menor no fio

martensítico, o que justifica a maior vida em fadiga deste fio. Os fios superelástico e bifásico apresentam curvas de fadiga que, para deformações menores que 4%, se aproximam da curva do fio austenítico. Entretanto, para deformações mais altas, um crescimento da vida em fadiga faz com que suas curvas passem a se aproximar gradativamente da curva do fio martensítico, adquirindo a inesperada forma de um “Z” (FIG. 7). Foi verificado que variações na zona em “Z” das curvas de fadiga estão relacionadas a diferenças na estabilidade da austenita nos fios. Além disso, foi possível relacionar esse efeito “Z” com alterações nas superfícies de fratura e na morfologia das trincas.

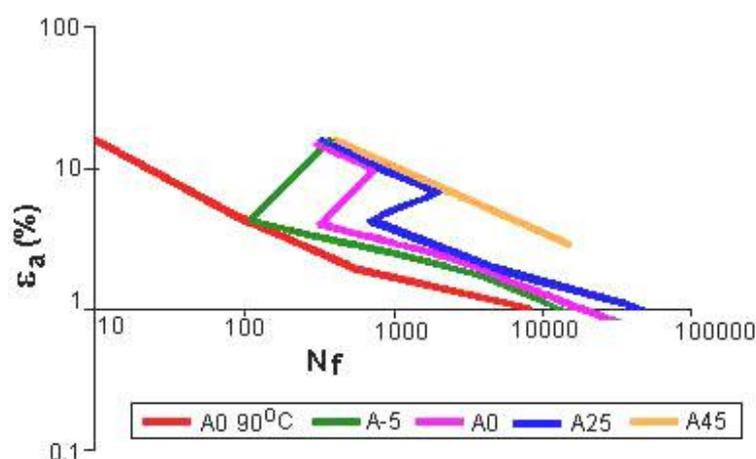


FIGURA 7 - Curvas de fadiga obtidas em fios de NiTi com microestrutura austenítica estável (A0 90°C), austenítica com superelasticidade (A-5 e A0), bifásica (A25) e martensítica estável (A45) (FIGUEIREDO et al., 2010).

Este efeito “Z” foi associado à inibição da formação de martensita na ponta da trinca, causada pela redução de volume associada a esta transformação. Para deformações mais elevadas, um volume crescente de martensita é formado no material, dificultando a nucleação e propagação de trincas de fadiga (FIGUEIREDO et al., 2010).

De acordo com Hornbogen (2002) a nucleação de múltiplas trincas nos contornos de variantes na martensita, ocorre de forma rápida. A liga se apresenta muito danificada pelas microtrincas, entretanto, ainda consome um grande número de ciclos antes

que se desenvolvam trincas macroscópicas, que possam iniciar o crescimento de acordo com os princípios da mecânica da fratura. Esta rápida formação de múltiplas trincas resulta em um crescimento lento das mesmas devido à dissipação de energia em um sistema de trincas altamente ramificado (HORNBOGEN, 1990).

Outro fator que afeta a resistência à degradação cíclica das ligas NiTi, é o tamanho dos precipitados de Ti_3Ni_4 , controlado através de tratamentos térmicos. O envelhecimento de uma liga NiTi com composição de Ti-50,9% at Ni, geralmente melhora a resistência à fadiga pela produção de precipitados menores (10nm) e coerentes de Ti_3Ni_4 . Estes tipos de precipitados proporcionam a estabilização da martensita devido à ciclagem mecânica e ausência de geração e movimento de deslocamentos. Amostras com precipitados maiores (50nm) e não coerentes apresentam geração e movimento de deslocamentos significativos, devido à ciclagem mecânica, em adição às placas de martensita estabilizadas (GALL e MAIER, 2002).

A fadiga é um fator relevante para a fratura dos instrumentos endodônticos rotatórios. Deformações nos instrumentos, decorrentes da formatação de canais curvos, levam e agravam a fadiga do metal, e estas deformações dependem do tipo de ação que o instrumento sofre no interior dos canais (SOTOKAWA, 1988).

Durante a rotação do instrumento endodôntico no interior de um canal curvo, ocorrem tensões de compressão na região em contato com a parede interna da curvatura, e de tração na parede externa (FIG. 8). O ciclo contínuo de tração e compressão a que o instrumento é submetido produz uma forma de carregamento cíclico. Este carregamento cíclico contínuo induz a nucleação de trincas que crescem, coalescem e se propagam até a fratura final do instrumento. O nível de tensão provocada pelo carregamento cíclico sofre forte influência da geometria da curvatura e do diâmetro do instrumento, concentrados na área de curvatura máxima do canal radicular (DIETER, 1986; SERENE *et al.*, 1995; PRUETT *et al.*, 1997; BOOTH *et al.*, 2003; BAHIA, 2004; BAHIA e BUONO, 2005).

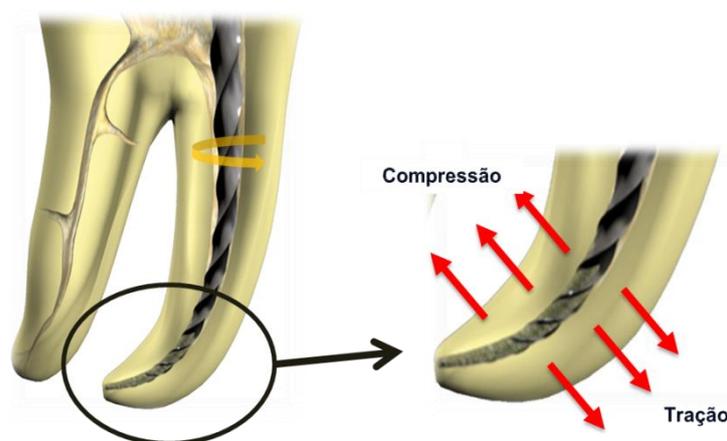


FIGURA 8 - Zonas de tensões de compressão e tração que ocorrem ao longo do instrumento endodôntico em rotação no interior do canal curvo.

O primeiro estudo de fadiga a incorporar a geometria do canal como fator determinante para a fratura de instrumentos de NiTi foi o de Pruett *et al.* (1997). De acordo com os autores, o fator mais significativo na determinação da resistência à fadiga em instrumentos rotatórios de NiTi é o raio de curvatura do canal radicular: quando o raio de curvatura decresce, a tensão e, portanto, a deformação sobre o instrumento aumenta, a vida em fadiga diminui. Experimentalmente, observou-se que quanto mais abrupta a curvatura, e, portanto, menor o raio, menos tempo será necessário até a fratura do instrumento (PRUETT *et al.*, 1997; MIZE *et al.*, 1998; HAIKEL *et al.*, 1999; TRIPI *et al.*, 2006).

A geometria da secção transversal, comprimento dos *pitchs* ao longo da haste cortante, bem como, o volume de metal submetido à deformação no ponto de curvatura máxima do canal podem influenciar a resistência à fadiga dos instrumentos rotatórios de NiTi. Sendo que instrumentos com menor área de secção transversal, *pitchs* mais longos e com menor volume de metal na região do ponto de flexão máxima, apresentam maior resistência à fratura por fadiga (TRIPI *et al.*, 2006; GRANDE *et al.*, 2006; RAY *et al.*, 2007).

Bahia e Buono (2005) avaliaram instrumentos endodônticos *ProFile* .04 e .06 e mostraram que a resistência à fadiga é definida pela amplitude de deformação máxima a que cada instrumento é submetido. A maior resistência à fadiga foi verificada nos instrumentos de menor diâmetro, submetidos a menores amplitudes de deformação. O valor da amplitude de deformação em tração, ϵ_a , na superfície de

um instrumento com diâmetro D , inserido em um canal com raio de curvatura R , pode ser estimado através da expressão:

$$\varepsilon_a = \frac{D}{2R - D} \quad (\text{equação 1})$$

A deformação mais severa, durante a formatação de canais curvos, ocorre nas regiões externas dos instrumentos. O diâmetro destas regiões depende do calibre e da conicidade do instrumento, assim como sua posição ao longo do comprimento. O cálculo do diâmetro dos instrumentos a certa posição ao longo do comprimento é realizado através de uma equação onde D_0 é o diâmetro da ponta, em décimos de milímetros; L é a distância da ponta a uma certa posição ao longo do comprimento do instrumento e T representa o *taper*, de forma que o diâmetro D_L nesta posição será:

$$D_L = D_0 + TL \quad (\text{equação 2})$$

Gambarini (2001b) afirmou que o preparo dos canais radiculares curvos requer o alargamento dos mesmos, da coroa em direção ao ápice, antes que a porção apical seja alcançada. Proporcionando assim um aumento no raio de curvatura do canal e permitindo que os instrumentos sejam submetidos a menores tensões durante a instrumentação apical.

A geometria do canal, associada ao diâmetro do instrumento no ponto de curvatura máxima, determinado pela distância da curvatura à sua ponta, definirá o estado de tensão sobre a haste flexionada e o processo de fadiga da mesma. A deformação na superfície externa dos instrumentos aumenta proporcionalmente ao diâmetro dos mesmos. Além disso, os instrumentos menos calibrosos apresentam menor área de contato com as paredes dos canais. Estes fatores tornam os instrumentos com

maiores diâmetros mais suscetíveis aos efeitos da fadiga durante a instrumentação de canais radiculares curvos, podendo ser descartados seletivamente, com o intuito de aumentar a segurança durante a prática clínica (PRUETT *et al.*, 1997; HAIKEL *et al.*, 1999; MELO *et al.*, 2002; BAHIA e BUONO, 2005; VIANA *et al.*, 2006; GRANDE *et al.* 2006).

Uma variável controversa no estudo da fadiga dos instrumentos endodônticos de NiTi é a velocidade de rotação com a qual eles são acionados. De forma ideal, eles devem ser empregados em uma taxa que minimize a deformação e a fratura, enquanto maximiza sua eficiência de corte. Alguns estudos mostram que a velocidade de rotação influencia a resistência dos instrumentos em canais curvos, com vida útil mais longa ocorrendo quando são utilizadas velocidades menores de rotação (DIETZ *et al.*, 2000; YARED *et al.*, 2001b; MARTÍN *et al.*, 2003). Entretanto, nos estudos de Pruett *et al.* (1997) e Melo *et al.* (2002) a velocidade de rotação não teve efeito sobre o número de ciclos até a fratura, e não foi considerada um fator relevante no que diz respeito à fratura de instrumentos endodônticos de NiTi.

Do ponto de vista metalúrgico, Eggeler *et al.* (2004) verificaram uma redução da resistência à fadiga de fios de NiTi associada a maiores velocidades de rotação, uma vez que as amostras submetidas à maior velocidade rotacional (800 rpm) foram as que apresentaram o menor número de ciclos até a fratura. O efeito da velocidade na vida em fadiga dos fios estaria relacionado à produção de calor durante a formação de martensita induzida por tensão. Desta forma, o aumento da temperatura dos fios durante os testes resultou em um aumento significativo da tensão de transformação martensítica, diminuindo o número de ciclos até a fratura. Porém, no decorrer da utilização dos instrumentos rotatórios no interior dos canais radiculares, este aumento de temperatura pode ser minimizado pelo meio úmido, proporcionado pelas soluções irrigadoras, possibilitando uma eficiente dissipação do calor.

Melo *et al.* (2002) observaram que o acabamento superficial dos instrumentos não apresentou uma relação direta entre a incidência da fratura e a concentração dos defeitos de usinagem. O local de fratura sempre coincidiu com a região de curvatura máxima dos canais e a análise das superfícies de fratura indicou que a amplitude de deformação nesta região foi elevada, levando à nucleação de múltiplas trincas no

perímetro dos instrumentos. As principais características das superfícies de fratura foram a presença de pequenas regiões lisas, que corresponderam às áreas de propagação lenta das trincas e uma grande área fibrosa central, associada à ruptura final.

A complexidade anatômica dos canais em que são utilizados os instrumentos dificulta a correlação dos resultados vinculados à resistência à fadiga, obtidos experimentalmente, com os dados que ocorrem na prática clínica. Além disto, as diferenças metodológicas como tipo de canal utilizado, grau de deformação a que o instrumento é submetido, região do instrumento onde se concentrou a deformação máxima são outras variáveis que dificultam as comparações entre os estudos. A reprodução dos diferentes tipos de tensão a que o instrumento é submetido no interior de um canal curvo e irregular é muito difícil (GAMBARINI, 2001a).

Sendo assim, os resultados na literatura relativos ao comportamento em fadiga de instrumentos de NiTi são controversos, possivelmente devido às variações metodológicas empregadas por cada autor. O fato de não haver qualquer especificação ou padrão internacional para testar a resistência à fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi, permite o emprego de vários dispositivos e métodos para avaliar, in-vitro, o comportamento mecânico dos mesmos. Muitas vezes, não é mencionada a trajetória dos instrumentos nos dispositivos utilizados para os testes e, conseqüentemente, os resultados obtidos não se mostram consistentes (PLOTINO *et al.*, 2009). Portanto, fica clara a necessidade de uma padronização internacional para ensaios de fadiga em instrumentos rotatórios de NiTi, visando assegurar uniformidade na metodologia e resultados.

Embora não exista consenso sobre o número de vezes que um instrumento rotatório de NiTi pode ser usado antes de ser descartado, tem sido demonstrado na literatura que o uso clínico leva a uma diminuição significativa da resistência à fadiga de diferentes instrumentos rotatórios de NiTi em relação aos novos. Levando em consideração este fato, diversos autores avaliaram a resistência à fadiga de instrumentos de NiTi após uso clínico, tanto em pacientes como em canais simulados, e concluíram que a fadiga flexural parece ter um efeito acumulativo nos instrumentos, tornando-os menos resistentes após cada uso (GAMBARINI, 2001a,b; PATIÑO *et al.*, 2005; BAHIA *et al.*, 2005; VIEIRA *et al.*, 2008).

Os resultados dos estudos de Gambarini (2001a,b) demonstraram que o uso repetido dos instrumentos rotatórios de NiTi de mesmo diâmetro reduziu a resistência à fadiga dos mesmos, quando comparados com o grupo controle.

Patiño *et al.* (2005), ao testarem a resistência à fratura de três marcas comerciais disponíveis no mercado: *K3*, *ProFile* e *ProTaper*, observaram que a maior incidência de fratura ocorreu em instrumentos utilizados oito vezes ou mais, não havendo diferenças significativas entre os diferentes tipos de instrumentos.

Bahia *et al.* (2005) afirmaram que o uso clínico dos instrumentos resulta em diminuição significativa de sua resistência à fadiga, e o descarte seletivo deve ser realizado para melhorar a segurança na prática clínica. Vieira *et al.* (2008) observaram que a vida em fadiga dos instrumentos *ProTaper* permitem o seu uso em 5 a 8 molares humanos e a experiência do operador afeta a ocorrência de fratura e deformação plástica durante o preparo de canais.

Entretanto, alguns estudos não evidenciam o efeito deletério do uso clínico dos instrumentos na resistência à fadiga. Yared *et al.* (1999) avaliaram a resistência à fadiga de instrumentos *ProFile .06* acionados a motor após o uso clínico simulado em canais mesiais de molares inferiores extraídos. Os instrumentos utilizados em cinco (grupo 1) ou em dez canais (grupo 2), foram comparados com instrumentos sem uso. Os instrumentos mostraram-se seguros após o emprego em dez canais radiculares, sendo que nenhuma fratura foi observada. Não foi observada diferença estatística entre o número de ciclos até a fratura realizado pelos instrumentos de mesmo calibre, nos diferentes grupos experimentais. Dessa forma, os autores determinaram que o limite de segurança de dez canais corresponderia à utilização clínica dos instrumentos no preparo de 5 molares, já que apenas os canais curvos induzem fadiga nos instrumentos durante o preparo mecânico.

As condições dos tratamentos térmicos são variáveis importantes que devem ser consideradas durante o processo de fabricação dos instrumentos endodônticos. Desta forma, a avaliação de diferentes tratamentos térmicos, e das tensões geradas durante o processo de fabricação, alterando a transformação de fase, bem como, o comportamento mecânico dos instrumentos têm sido objeto de muitos estudos, por influenciar a resistência à fratura dos instrumentos de NiTi acionados a motor durante o uso clínico em canais curvos.

Zinelis *et al.* (2007) determinaram o efeito do tratamento térmico na resistência à fadiga dos instrumentos de NiTi. Realizaram tratamento térmico em temperaturas diferentes para 14 grupos de 5 instrumentos cada, comparados ao grupo controle. Os autores identificaram que as temperaturas de 430°C e 440°C apresentaram os melhores resultados no tratamento térmico a que os instrumentos foram submetidos, aumentando a resistência à fadiga quando comparado aos demais grupos.

Gambarini *et al.* (2008a) investigaram a influência de novos processos de tratamento do fio de NiTi na resistência à fadiga de instrumentos endodônticos. Compararam instrumentos *Twisted File* (TF 25/.06), produzidos através de tratamentos térmicos especiais e torção do fio, instrumentos GTX (20/.06), que utilizaram o fio M-wire e instrumentos K3 (20/.06), produzidos através do processo de usinagem tradicional do fio de NiTi. Verificaram que os instrumentos TF apresentaram número de ciclos até a fratura significativamente maior quando comparados aos instrumentos K3. Contudo, os instrumentos K3 não apresentaram diferença significativa na resistência à fadiga de instrumentos GTX. Concluíram que o novo processo de fabricação dos instrumentos rotatórios TF proporcionou um aumento significativo na resistência à fadiga que o processo de usinagem tradicional.

Johnson *et al.* (2008) avaliaram o comportamento em fadiga de instrumentos *ProFile* fabricados com três variantes de Nitinol, os resultados apontaram uma resistência à fadiga 390% maior nos instrumentos confeccionados com o fio *M-Wire*, que receberam tratamento termomecânico, quando comparados aos demais instrumentos produzidos com outras variantes de Nitinol.

Kramkowski e Bahcall (2009) investigaram a resistência à fadiga de instrumentos GT, produzidos com fios de NiTi convencionais, e instrumentos GTX, produzidos com o fio M-Wire. Não foram encontradas diferenças significativas entre os instrumentos nos canais com ângulo de curvatura de 45°. Entretanto, em canais com curvatura de 60°, os instrumentos GT apresentaram maior resistência à fadiga que os instrumentos GTX 30/.06, 30/.04 e 20/.06, não sendo observadas diferenças para os instrumentos 20/.04.

Larsen *et al.* (2009) compararam o comportamento em fadiga dos instrumentos GTX 20/.04 e 20/.06 e instrumentos 25/.04 e 25/.06 dos sistemas TF e EndoSequence. Os resultados mostraram uma maior resistência à fadiga dos instrumentos GTX de

ambos *tapers*, quando comparados aos outros sistemas testados. Concluíram também que o *M-Wire* (GTX) mostrou uma flexibilidade superior aos demais instrumentos testados.

Kim *et al.* (2010) avaliaram a resistência à fadiga dos instrumentos rotatórios de NiTi *Twisted File*, RaCe, Helix, com diâmetro 25/.06 e ProTaper Universal F1. Os resultados mostraram que os instrumentos TF, fabricados através do processo de torção do fio e tratamentos térmicos especiais, apresentaram resistência à fadiga significativamente superior à dos outros instrumentos, fabricados por usinagem.

Al-Hadlaq *et al.* (2010) compararam a resistência à fadiga dos instrumentos GTX e GT, demonstrando que instrumentos GTX obtiveram maior resistência à fadiga do que os instrumentos GT.

Peixoto *et al.* (2010) ao investigarem a resistência à fadiga flexural e a resistência torcional dos instrumentos GT com os GTX, verificaram superior resistência à fadiga dos últimos. Sendo que o melhor desempenho no ensaio de fadiga foi atribuído principalmente ao tratamento termomecânico realizado no fio M-Wire, que é utilizado na produção dos instrumentos GTX.

Gao *et al.* (2010) compararam a resistência à fadiga de instrumentos ProFile Vortex produzidos com dois fios distintos: M-Wire e o fio de NiTi convencional, em duas velocidades de rotação diferentes. Os instrumentos que utilizaram o fio M-Wire apresentaram uma resistência à fadiga superior (aproximadamente 150% maior) do que os instrumentos ProFile, entretanto, não foi observada diferença na resistência à fadiga com a variação nas velocidades de rotação.

Gambarini *et al.* (2011) avaliaram a flexibilidade e a resistência à fadiga de instrumentos K3 convencionais e instrumentos K4 que foram tratados termicamente. A flexibilidade e a resistência à fadiga dos instrumentos que receberam tratamento térmico foi significativamente maior do que os instrumentos K3 produzidos de forma convencional.

Todavia, nenhum dos estudos citados anteriormente, com exceção de Peixoto *et al.* (2010), se preocupou com a geometria e as dimensões reais dos instrumentos avaliados, bem como qualquer correlação destes parâmetros com o comportamento mecânico analisado.

2.5 Instrumentos Endodônticos

O desenvolvimento de novos instrumentos, com maior capacidade de corte e menor produção de acidentes durante a formatação do SCR, tornou-se uma constante entre vários pesquisadores. Em busca desse aprimoramento, duas grandes inovações foram introduzidas comercialmente: instrumentos com pontas modificadas não cortantes (ROANE *et al.*, 1985) e instrumentos flexíveis feitos com ligas NiTi superelásticas.

A comparação entre limas #15 fabricadas em NiTi e em aço inoxidável, revelou que o NiTi apresenta duas ou três vezes mais flexibilidade, assim como superior resistência à fratura por torção. A flexibilidade desses instrumentos é resultante dos valores muito baixos de módulo de elasticidade aliados ao efeito superelástico. Devido à sua flexibilidade aumentada, as limas de NiTi têm a vantagem de causarem menos transporte apical durante a instrumentação de canais curvos além de não haver necessidade de pré-curvamento dos instrumentos, ao contrário de limas de aço inoxidável (WALIA *et al.*, 1988; SERENE *et al.*, 1995).

Os instrumentos feitos com ligas NiTi são biologicamente compatíveis, e mais resistentes à fadiga que as de aço inoxidável. As propriedades mecânicas favoráveis da liga permitiram novos desenhos de lâmina, sistemas de calibre e conicidade alternativos e a introdução do movimento rotatório para a limpeza e formatação do SCR. A formatação com instrumentos de NiTi acionados a motor possibilitou preparações rápidas e eficientes com formato cônico-afunilado, ao mesmo tempo que reduziu a quantidade de erros iatrogênicos (GLOSSON *et al.*, 1995).

A TABELA 1 mostra algumas propriedades da liga NiTi, comparando-as com as do aço inoxidável, tradicionalmente utilizado na fabricação de instrumentos endodônticos.

TABELA 1 - Comparação entre algumas propriedades das ligas NiTi de composição aproximadamente equiatômica e do aço inoxidável.

Propriedade	NiTi	Aço inoxidável
Deformação recuperável	8%	0,8%
Biocompatibilidade	Excelente	Boa
Módulo de elasticidade	48 Gpa	193 GPa
Densidade	6,45 g/cm ³	8,03 g/cm ³
Magnetismo	Não	Sim
Limite de resistência	1.240 Mpa	760 MPa
Resistividade elétrica	80 a 100 μΩcm	72 μΩcm

Os instrumentos endodônticos podem ser fabricados através de usinagem ou de torção de fios. As propriedades físicas e mecânicas dos instrumentos são fortemente influenciadas pelo processo de fabricação (WILDEY *et al.*, 1992; SERENE *et al.*, 1995; THOMPSON, 2000). Os instrumentos produzidos a partir de torção possuem a secção transversal definida pela laminação do fio, que posteriormente é torcido originando as lâminas de corte. Já os instrumentos usinados têm a secção transversal confeccionada de maneira semelhante, entretanto suas lâminas de corte são definidas através de maquinário próprio (WILDEY *et al.*, 1992).

A fabricação de instrumentos endodônticos de NiTi, a partir de fios superelásticos, é mais complexa que a das limas de aço inoxidável. Os instrumentos de NiTi, em razão de sua alta flexibilidade, são produzidos pelo processo de usinagem, pois a superelasticidade desta liga torna impossível a torção da haste para a produção da espiral. O lingote da liga NiTi é submetido a vários processos termomecânicos antes do fio ser usinado em instrumento endodôntico. Essencialmente, o lingote sofre forjamento rotativo e, em seguida, é laminado para barras de secção circular. Estas barras são então trefiladas, recozidas, decapadas e novamente trefiladas em fios mais finos. Estes fios são novamente recozidos, decapados e finalmente bobinados e, em seguida usinados (THOMPSON, 2000).

A usinagem das limas endodônticas de NiTi é um procedimento complexo que forma, geralmente, superfícies com alta concentração de defeitos tais quais rebarbas, cavidades, riscos de usinagem em adição a bordas cortantes embotadas, que podem comprometer a habilidade de corte e, potencialmente, facilitar a corrosão do instrumento (SERENE *et al.*, 1995; MELO, 1999; MARTINS *et al.*, 2002; BAHIA, 2004).

Associadas aos defeitos usuais de usinagem, quantidades variáveis de material aderente às pontas, concavidades e às bordas cortantes foram detectadas em instrumentos de NiTi sem uso, podendo os depósitos aumentarem após a instrumentação do canal radicular e comprometerem a manutenção da cadeia asséptica (MURGEL *et al.*, 1990).

Verificou-se que os depósitos contêm, principalmente, carbono e enxofre, possivelmente decorrentes do superaquecimento e consequente oxidação do óleo lubrificante empregado na usinagem e acabamento dos instrumentos. O calor e as irregularidades superficiais certamente aumentam a adesão dos produtos de reação de modo a impedir a sua remoção pelos procedimentos usuais de limpeza e esterilização. O uso das limas na formatação dos canais radiculares elimina uma quantidade considerável da substância aderente, mas depósitos ricos em cálcio e fósforo acumulam-se sobre as impurezas remanescentes (MARTINS *et al.*, 2002).

Entretanto, quando se avalia a influência do acabamento superficial dos instrumentos de NiTi na resistência à fadiga, verifica-se que a propriedade mecânica é determinada, principalmente, pela amplitude máxima da tensão aplicada, que depende do diâmetro do instrumento e do raio de curvatura do canal, e não dos defeitos superficiais resultantes do processo de fabricação (BUONO *et al.*, 2002).

Quando o material é submetido à deformação ou a tensões pela usinagem, são produzidas grandes quantidades de defeitos na rede cristalina próximos à superfície, denominados deslocamentos (KUHN *et al.*, 2001). As deslocamentos presentes na matriz influenciam o processo de reorientação de variantes de martensita pela SE, sendo que ambos os defeitos e as tensões internas podem atuar como fatores negativos na mobilidade das interfaces de martensita (LIU *et al.*, 1997).

Novos métodos e materiais de fabricação foram desenvolvidos para sustentar uma segunda geração de instrumentos de NiTi com flexibilidade superior, maior resistência à fadiga, e grande eficiência de corte. Inovações no processo de fabricação com tratamentos térmicos diferenciados têm sido desenvolvidos (JOHNSON *et al.*, 2008, LARSEN *et al.*, 2009).

Recentemente um processo de fabricação, completamente diferente foi desenvolvido pela empresa *SybronEndo* (Orange, Califórnia, Estados Unidos), a fim de criar um novo sistema de instrumentos rotatórios de NiTi, chamado *Twisted File* (TF). Sua fabricação consiste em torcer um fio de NiTi, combinado com tratamentos térmicos, para aumentar a flexibilidade e a resistência à fadiga. (TF TECHNICAL BULLETIN, www.tfwthrphase.com).

O desenvolvimento do fio M-Wire representa um avanço na pesquisa de novos materiais empregados na fabricação de instrumentos endodônticos de NiTi. O fio M-Wire utilizado no sistema ProFile Vortex, é composto de Nitinol 508 submetido a um método de tratamento próprio, sob tensões específicas e tratamentos térmicos a várias temperaturas, resultando em um material que inclui ambas fases martensita e fase-R, enquanto mantém o estado pseudoelástico (BERENDT, 2007; JOHNSON *et al.*, 2008). Pouco é relatado na literatura sobre o comportamento mecânico do fio M-Wire, que, por ser submetido a um tratamento termomecânico diferenciado, proporciona aos instrumentos maior flexibilidade e resistência à fadiga (GAMBARINI *et al.*, 2008, KRAMKOWSKI e BAHCALL, 2009, LARSEN *et al.*, 2009; AL-HADLAQ *et al.*, 2010; PEIXOTO *et al.*, 2010; GAO *et al.*, 2010).

2.5.1 Sistema ProFile Vortex

O sistema de instrumentos rotatórios ProFile Vortex (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, EUA) representa a nova geração da série ProFile. Com modificações importantes no design, principalmente a eliminação do plano radial e a nova secção transversal triangular convexa, os instrumentos Vortex possuem como maior diferencial o tratamento termomecânico aplicado ao fio de NiTi convencional, resultando no M-Wire que é utilizado na fabricação dos instrumentos.

Segundo o fabricante, a redução na possibilidade de fratura deste sistema e sua maior flexibilidade ocorrem devido às propriedades mecânicas do fio M-Wire utilizado na fabricação. O fio M-Wire recebe tratamento termomecânico, que visa condicionar sua estrutura a permanecer em sua forma martensítica. Para isto, o fio é submetido a tensão enquanto ocorrem ciclos térmicos entre banhos frios de aproximadamente 0°C a 10°C e banhos quentes de aproximadamente 100°C a 180°C, por período mínimo de 5 ciclos (BERENDT, 2007).

O sistema Vortex encontra-se disponível com pontas de diâmetros que variam de 15 a 50, e apresentam conicidade fixa que pode ser de .04 ou .06. O método de utilização descrito pelo fabricante indica o uso do sistema Vortex por meio da técnica coroa-ápice, após a obtenção da patência com limas #15 manuais. Segundo recomendações da empresa o sistema ProFile Vortex deve ser utilizado apenas em um paciente.

Gao *et al.* (2010) compararam a resistência à fadiga de instrumentos ProFile Vortex produzidos com dois fios distintos: M-Wire e o fio de NiTi convencional, em duas velocidades de rotação diferentes. Os instrumentos fabricados com M-Wire apresentaram uma resistência à fadiga superior (aproximadamente 150% maior) do que os instrumentos fabricados com fio de NiTi convencional. Entretanto, a variação nas velocidades de rotação não resultou em diferença na resistência à fadiga dos instrumentos testados.

Rhodes *et al.* (2011) compararam o uso de instrumentos Safesiders de aço-inox e o sistema Vortex durante o preparo de canais mesiais de molares inferiores. Os autores verificaram que os instrumentos Vortex conseguiram manter o formato original do canal radicular, enquanto os instrumentos Safesiders demonstraram modificações relevantes na curvatura original dos canais. Os instrumentos ProFile Vortex apresentaram poucas alterações durante preparo dos canais radiculares.

2.5.2 Sistema RaCe

O sistema de instrumentos rotatórios *RaCe* (*Reamer with alternated cutting edges*), comercializado pela empresa *FKG Dentaire* (La Chaux-de-Fonds, Suíça), possuem secção transversal triangular com bordas cortantes ativas que garantem a eficiência de corte (SCHÄFER e VLASSIS, 2004).

As bordas cortantes dos instrumentos *RaCe* estão dispostas em direções alternadas, e duas funções são creditadas a esse design: eliminar o efeito de emparafusamento e travamento no interior dos canais devido à rotação contínua; e reduzir o torque necessário para a ação do instrumento (SCHÄFER e VLASSIS, 2004). Além dessas vantagens, a combinação da secção transversal triangular e das bordas cortantes alternadas garantiria uma eficiente remoção de debris e raspas de dentina.

A ponta dos instrumentos do sistema *RaCe* é modificada, sem ângulo de transição, e funciona apenas como guia, o que permite uma fácil penetração do instrumento com um mínimo de pressão apical, evitando desvios e mantendo a trajetória inicial dos canais (FKG *RaCe* – NiTi, www.fkg.ch).

Estes instrumentos apresentam uma superfície tratada quimicamente através de um polimento eletrolítico, o que resulta em melhor acabamento superficial, tornando-a mais lisa que outros sistemas de NiTi (BAUMANN, 2005). Entretanto, o eletropolimento dos instrumentos *RaCe* não mostrou efeito benéfico na resistência à corrosão ocasionada por NaOCl, nem na resistência à fadiga destes instrumentos, quando comparados a instrumentos *ProFile*, que não recebem polimento eletrolítico (PETERS *et al.*, 2007).

Em outro estudo, Anderson *et al.* (2007) avaliaram o efeito do eletropolimento na resistência à fadiga e à torção em instrumentos rotatórios de NiTi 30/04 dos seguintes sistemas: *ProFile*, *EndoWave* e *RaCe*. Foram avaliados dois grupos de cada sistema, o primeiro composto por instrumentos sem eletropolimento e o segundo por instrumentos com eletropolimento. Os ensaios de fadiga foram realizados em dois ângulos de curvatura 45° e 90°. Os resultados demonstraram superior resistência à fadiga dos instrumentos *ProFile*, quando rotacionados em um

ângulo de curvatura de 45°. Isso pode ser atribuído ao design de sua seção transversal em U. Os sistemas *EndoWave* e *RaCe* apresentaram similar resistência à fadiga em angulação de 45°. Já em uma angulação de curvatura de 90°, os instrumentos *EndoWave* foram mais resistentes à fadiga do que os instrumentos *RaCe* e *ProFile*, provavelmente devido à qualidade superficial superior. Quanto à resistência torcional, somente os instrumentos *RaCe* apresentaram diferença estatisticamente significativa entre a presença ou não de eletropolimento, sendo que os instrumentos *ProFile* apresentaram a maior resistência torcional, seguidos por *RaCe* e *EndoWave*.

A resistência torcional dos instrumentos *RaCe*, *ProFile* e *K3* nos calibres de ponta 25 e 40, nos seguintes tapers .02, .04 e .06 foram avaliados por Fedesseden *et al.* (2004). Neste estudo os instrumentos *RaCe* apresentaram valores inferiores de torque máximo e deflexão angular até a fratura, quando comparados com instrumentos *ProFile* de calibre e conicidade semelhantes. Os autores sugeriram que o diâmetro inferior das limas *RaCe* a 3 mm da ponta, possa ter influenciado negativamente o comportamento torcional desses instrumentos.

Cinco diferentes instrumentos *PreRaCe* - usados para o preparo do terço coronário dos canais – e onze instrumentos *RaCe* encontram-se disponíveis comercialmente (SHAFER e VLASSIS, 2004). Os instrumentos apresentam conicidades de .02 (padrão ISO), .04, .06, .08 e .10, com diferentes diâmetros de ponta. Na maioria dos casos, a completa execução do tratamento endodôntico não requer mais de 2 a 5 instrumentos, que podem ser utilizados em técnicas *crown-down* ou *step-back*.

2.5.3 Sistema ProTaper Universal

O sistema de instrumentos rotatórios *ProTaper Universal* – *PTU* (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) foi desenvolvido com o objetivo de facilitar a instrumentação de canais severamente curvos e atrésicos. O sistema é composto basicamente de seis instrumentos, três limas de formatação (S1, S2, SX) e três de acabamento (F1, F2, F3), reduzindo o tempo de trabalho profissional, com menos trocas de instrumentos e o custo na aquisição dos mesmos.

Os instrumentos deste sistema apresentam conicidade variada que possibilita uma maior flexibilidade em relação aos outros instrumentos de NiTi acionados a motor. A secção transversal triangular convexa, aliada à conicidade variável, permite que os instrumentos trabalhem em uma área específica do canal, durante o preparo coroa-ápice, reduzindo a área de contato entre a dentina e a haste cortante dos instrumentos, e conseqüentemente, a tensão sobre o instrumento e o risco de fratura torcional.

As lâminas cortantes possuem um ângulo de corte positivo e ausência de plano radial, o que proporciona uma maior capacidade de corte, ao invés de uma ação de aplainamento, comum nos instrumentos que apresentam plano radial. Além disso, o ângulo das lâminas de corte, bem como, o comprimento dos *pitchs* ao longo do instrumento promove uma melhor remoção de material do interior do canal radicular e previne que o mesmo se parafuse no interior do canal. A ponta não cortante do sistema PTU permite que o instrumento seja guiado pela trajetória do canal, evitando erros iatrogênicos. (RUDDLE, 2001; CLAUDER e BAUMANN, 2004).

Os instrumentos S1, S2 apresentam conicidade progressiva e são empregados para formatar os terços cervical e médio do canal, respectivamente. Embora estes instrumentos realizem o preparo dos dois terços coronários, eles também promovem um alargamento progressivo do terço apical do canal. (RUDDLE, 2001; CLAUDER e BAUMANN, 2004).

O instrumento de formatação auxiliar, ou SX, possui as características do S1 e S2, entretanto apresenta uma taxa de variação de conicidade muito maior, sendo empregado para formatar adequadamente canais em raízes mais curtas, manter os canais distantes das concavidades externas das raízes e produzir a modelagem desejada nas porções coronárias de canais mais longos. Os instrumentos de formatação (S1, S2, SX) devem ser usados com movimento de pressão lateral, no sentido anticurvatura, nas paredes dos canais (RUDDLE, 2001; CLAUDER e BAUMANN, 2004).

Os instrumentos de acabamento, F1, F2, F3, foram produzidos com a finalidade de regularizar as variações de diâmetro nas porções apicais dos canais, para que o preparo apical obtenha uma conicidade adequada. Ao contrário dos instrumentos de formatação, os instrumentos de acabamento apresentam uma menor conicidade, o

que aumenta sua flexibilidade e reduz a possibilidade de travamento do instrumento no interior do canal.

Os instrumentos *ProTaper Universal* têm se mostrado seguros durante a formatação de canais radiculares curvos, quando comparados a outros sistemas rotatórios (IQBAL *et al.*, 2004; PAQUÉ *et al.*, 2005; SCHÄFER e VLASSIS, 2004; VELTRI *et al.*, 2004; UYANIK *et al.*, 2006; YANG *et al.*, 2006; SCHIRRMESTER *et al.*, 2006; YANG *et al.*, 2007; LOIZIDES *et al.*, 2007), entretanto, como outros instrumentos endodônticos, sejam eles manuais ou acionados a motor, não são capazes de formatar todas as paredes do sistema de canais radiculares, deixando áreas intocadas, sendo o terço apical o mais crítico (PETERS *et al.*, 2003a; BAUMANN, 2004; PAQUÉ *et al.*, 2005; SCHÄFER e VLASSIS, 2004; YANG *et al.*, 2006; LOIZIDES *et al.*, 2007; YANG *et al.*, 2007). Foi demonstrado por Peters *et al.* (2003) que os instrumentos PTU deixam mais áreas intocadas durante a formatação de canais largos, sendo desta forma mais indicados no preparo de canais curvos e atrésicos.

A capacidade de corte aumentada, tamanho de ponta e conicidade variada destes instrumentos podem levar a uma maior tendência de transporte para o lado externo da curvatura na porção apical (SCHÄFER e VLASSIS 2004; YANG *et al.*, 2006; LOIZIDES *et al.*, 2007; YANG *et al.*, 2007), bem como, à maior formação de degraus e zips apicais (JAVAHERI e JAVAHERI, 2007) principalmente se estes instrumentos permanecem por um longo período de tempo no interior do canal. Esta maior tendência de aberrações na região apical é atribuída, sobretudo, aos instrumentos F2 e F3, que possuem uma maior conicidade nos 3mm próximos à ponta, quando comparados a outros instrumentos rotatórios de NiTi com o mesmo calibre de ponta. Esta maior conicidade aumenta a resistência próxima à ponta dos instrumentos, bem como, a rigidez, o que pode levar ao transporte na região apical, em função da força de restauração sobre o instrumento (SCHÄFER e VLASSIS, 2004; JAVAHERI e JAVAHERI, 2007).

Com relação à incidência de fratura dos instrumentos *ProTaper* utilizados na formatação de canais curvos, de uma forma geral, ela ocorre na região apical do canal, e sobretudo nos instrumentos S1, F2 e F3, sem uma deformação prévia, sugerindo fratura por fadiga flexural (CHEUNG *et al.*, 2005; PATIÑO *et al.*, 2005;

PENG *et al.*, 2005; WOLCOTT *et al.*, 2006; LOIZIDES *et al.*, 2007; WEI *et al.*, 2007). Entretanto, existem relatos na literatura de deformações em instrumentos PTU após a formatação de canais curvos, sugerindo que estes instrumentos podem falhar também por sobrecarga torcional (PENG *et al.*, 2005; VIEIRA *et al.*, 2008).

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

Avaliar a flexibilidade, resistência à torção e resistência à fadiga de instrumentos ProFile Vortex, fabricados com o fio de NiTi M-Wire, em comparação aos instrumentos RaCe e ProTaper Universal, de geometria e dimensão similares, fabricados com fios de NiTi convencionais.

3.2 Objetivos Específicos

Analisar as características físicas, químicas e estruturais de instrumentos rotatórios de NiTi ProFile Vortex, RaCe e ProTaper Universal em termos de composição química, fases presentes, temperaturas de transformação e microdureza;

Avaliar as características geométricas e dimensionais de instrumentos rotatórios de NiTi ProFile Vortex e RaCe 25/.06 e 30/.06 e ProTaper Universal F1 e F2;

Avaliar a flexibilidade de instrumentos rotatórios de NiTi ProFile Vortex e RaCe 25/.06 e 30/.06 e ProTaper Universal F1 e F2 em ensaios de flexão, realizados de acordo com a norma ISO 3630-1;

Avaliar a resistência à torção de instrumentos endodônticos de NiTi ProFile Vortex e RaCe 25/.06 e 30/.06 e ProTaper Universal F1 e F2 em ensaios de torção até a ruptura, realizados de acordo com a norma ISO 3630-1;

Avaliar a resistência à fadiga de instrumentos endodônticos de NiTi ProFile Vortex e RaCe 25/.06 e 30/.06 e ProTaper Universal F1 e F2 em ensaios de fadiga até a ruptura, através do número de ciclos até a fratura;

4. METODOLOGIA

4.1 Caracterização do Material

Foram utilizados neste estudo instrumentos *ProFile Vortex* (*Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, EUA*) e *RaCe* (*FKG, La-Chaux De Fonds, Suíça*) nos calibres 25 e 30 e *taper .06* e *ProTaper Universal (PTU) F1 e F2* (*Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça*). Os instrumentos foram adquiridos dos fornecedores habituais, selecionados e divididos em três grupos para análise do comportamento mecânico:

Grupo experimental de Flexão: 10 instrumentos de cada calibre *Vortex* (25/.06 e 30/.06), *RaCe* (25/.06 e 30/.06) e *PTU* (F1 e F2) foram ensaiados em dispositivo de bancada para testes de flexão a 45°, para determinação dos valores médios de momento de dobramento (n = 10).

Grupo experimental de Torção: 10 instrumentos de cada calibre *Vortex* (25/.06 e 30/.06), *RaCe* (25/.06 e 30/.06) e *PTU* (F1 e F2) foram ensaiados em dispositivo de bancada para testes de torção até a ruptura, para determinação dos valores de torque máximo e deflexão angular até a fratura (n = 10).

Grupo experimental de Fadiga: 10 instrumentos *Vortex* (25/.06 e 30/.06), *RaCe* (25/.06 e 30/.06) e *PTU* (F1 e F2) foram ensaiados em dispositivo de bancada para testes de fadiga até a ruptura, para se estabelecer o número médio de ciclos até a fratura (NCF) que um instrumento novo pode realizar em condições as mais próximas possíveis da prática clínica (n = 10).

4.1.1 Composição Química

A composição química da liga NiTi utilizada na confecção dos instrumentos *Vortex*, *RaCe* e *PTU* foi analisada semi-quantitativamente por espectroscopia de energia de raios X – EDS, realizada no microscópio eletrônico de varredura – MEV (JSM 5410,

Jeol, Tóquio, Japão) (FIG. 9) em diferentes áreas dos instrumentos *Vortex* 30/.06, *RaCe* 30/.06 e *PTU* F2.



FIGURA 9 - Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV)

4.1.2 Fases Presentes

Para identificação das fases presentes no material, foram realizadas análises por difratometria de raios X - DRX (PW 1710, Philips-PANalytical, Almelo, Holanda) nos instrumentos *Vortex*, *RaCe* e *PTU*. Foram empregadas amostras contendo 9 mm de haste e 6 mm de parte ativa de dez instrumentos *Vortex* 30/.06, dez instrumentos *RaCe* 30/.06 e dez instrumentos *PTU* F2 novos. Estas dimensões foram escolhidas em função da área da amostra em que os raios-x incidem, que é mantida constante e igual a 12x12mm pelo emprego de fenda divergente de tamanho variável. O conjunto de seções de instrumentos, quando colados lateralmente uns aos outros e posicionados no eixo do goniômetro, mantém as regiões de corte, isto é, as bordas das amostras, fora da região de incidência dos raios-x, garantindo, assim, que as fases, eventualmente, formadas por deformação na região de corte não contribuam para a análise realizada. As condições de ensaio foram: radiação Cu-K α , cristal monocromador de grafita, varredura por passo entre 10 e 120°2 θ , passo de 0,01°2 θ

e tempo por passo de 1 segundo. Os picos de difração obtidos foram indexados utilizando programa específico *APD* (Philips-PANalytical, Almelo, Holanda), com base nas fichas eletrônicas do *ICDD - International Committee for Diffraction Data*.

4.1.3 Temperaturas de Transformação

As temperaturas de transformação de fase da liga utilizada na fabricação dos instrumentos *Vortex*, *RaCe* e *PTU* foram analisadas por calorimetria exploratória diferencial (*Differential Scanning Calorimetry – DSC*, DSC 60, Shimadzu, Kyoto, Japão) (FIG. 10). As partes ativas foram seccionadas cuidadosamente, em fragmentos em torno de 2 mm de comprimento, resultando em amostras com uma média de 20mg, e ensaiadas no intervalo de temperaturas de -80°C a 80°C , com uma taxa de aquecimento/resfriamento de $10^{\circ}\text{C}/\text{min}$.

As temperaturas de início e fim das transformações martensítica e reversa foram identificadas a partir do desvio da curva de DSC das linhas base adjacentes, indicando liberação ou absorção de calor associada a essas transformações.



FIGURA 10 - Equipamento DSC (*Differential Scanning Calorimetry*) utilizado para identificação das temperaturas de transformação de fase da liga.

4.1.4 Ensaios de Microdureza

As medidas de Microdureza Vickers (MHV) foram realizadas nas hastes de três instrumentos ProFile Vortex, RaCe e ProTaper Universal. Os cabos dos instrumentos foram previamente removidos, em seguida as amostras foram adequadamente posicionadas em um suporte (FIG. 11) devidamente preparado para esta finalidade.

Para a realização do ensaio utilizou-se um microdurômetro (FM-1, Future-Tech, Tóquio, Japão) (FIG. 12) com carga de 100gf, produzindo uma impressão microscópica no material. Foram realizadas 20 medidas para cada tipo de instrumento. A impressão obtida tinha a forma de um losango regular e a Microdureza Vickers foi calculada a partir das medidas das diagonais nos losangos.

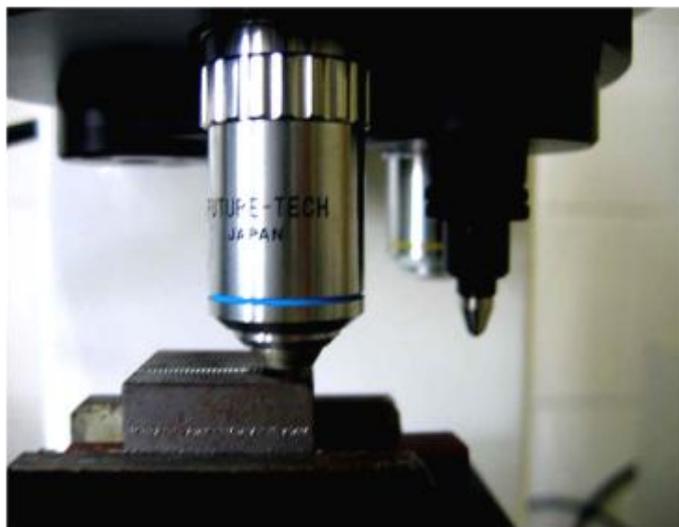


FIGURA 11 - Detalhe da amostra posicionada durante o ensaio de Microdureza Vickers.



FIGURA 12 - Microdurômetro utilizado na realização dos ensaios de Microdureza Vickers.

4.2 Caracterização geométrica e dimensional dos instrumentos

Os instrumentos submetidos aos ensaios mecânicos foram previamente avaliados de acordo com os seguintes parâmetros: comprimento da parte ativa, comprimento do pitch (distância entre as lâminas de corte ao longo da haste), medida do diâmetro a cada milímetro, geometria e medida da área da secção transversal a 3 mm da ponta.

Para executar a caracterização geométrica e dimensional, os instrumentos foram fotografados de forma padronizada utilizando uma câmera digital Canon EOS 20D, (Canon Inc. Tóquio, Japão). Cada imagem obtida foi analisada e mensurada através do software *ImagePro Plus 6.0* (Media Cybernetics, Silver Spring, MD, EUA). Esta etapa do estudo teve como objetivo avaliar as características dimensionais, verificar a ocorrência de alterações nestas dimensões entre instrumentos de mesmo calibre e taper e entre diferentes sistemas comerciais, comparar as informações obtidas com aquelas fornecidas pelo fabricante, bem como identificar a relevância dessas características no comportamento mecânico dos instrumentos de NiTi.

A medida do comprimento da parte ativa foi realizada traçando-se uma linha a partir da ponta do instrumento até o término da lâmina cortante (FIG. 13).

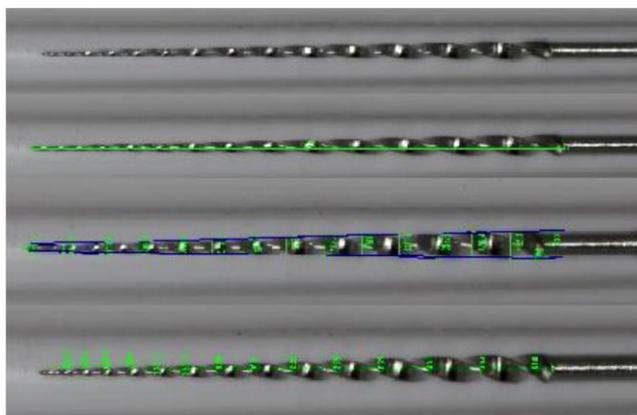


FIGURA 13 - Imagens obtidas com o programa Image Pro-Plus 6.0 mostrando as medidas do comprimento total da parte ativa, do diâmetro a cada milímetro a partir da ponta e da distância entre as lâminas de corte.

As medidas das distâncias entre as lâminas de corte (comprimento de *pitch*) foram realizadas a partir da região interna de uma lâmina de corte à seguinte em todo o comprimento da parte ativa. As medidas dos diâmetros foram realizadas traçando tangentes às superfícies externas de cada instrumento e posteriormente traçando uma linha que interceptasse as tangentes externas direita e esquerda a cada milímetro da parte ativa do instrumento (FIG. 14).

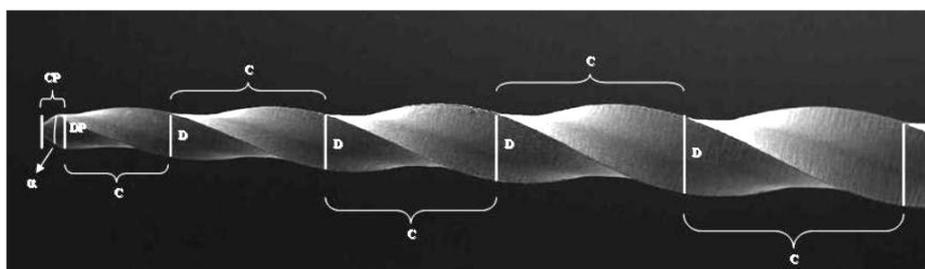


FIGURA 14 - Exemplo esquemático do comprimento de cada *pitch* ao longo das hastes cortantes (C), e diâmetro do instrumento a cada milímetro da ponta (D).

Para avaliação das características geométricas e as medidas das áreas da secção transversal, três instrumentos de cada um dos calibres e tapers avaliados foram seccionados a aproximadamente 2,7 mm da ponta utilizando-se uma cortadeira metalográfica *ISOMET 1000* (Buehler, Illinois, EUA). Após o acabamento com lixa grana 1000 atingir 3,0 mm da ponta, as imagens da secção transversal dos instrumentos a 3 mm da ponta do instrumento foram captadas por MEV, com um aumento de 150x. As medidas das áreas das imagens digitalizadas de cada instrumento foram então analisadas e calculadas através do software *ImagePro Plus 6.0*. Cada imagem foi medida 05 vezes e considerou-se como medida final a média aritmética das cinco medições. Desta forma o valor médio da área da secção transversal de cada instrumento a 3 mm da ponta pôde ser calculado.

4.3 Ensaio de Flexão a 45°

O ensaio de flexão a 45° foi realizado através de um dispositivo de bancada (FIG. 15) que atendeu à especificação ISO 3630-1 (*International Organization for Standardization* 1992), para avaliar a flexibilidade de cada instrumento. Foram utilizados dez instrumentos de cada tipo. O instrumento teve os 3 mm de sua ponta posicionados com o auxílio de um batente de 3 mm de profundidade, usinado na parte inferior da garra conectada à célula de carga, e aprisionados pela mesma garra, ficando o cabo apoiado em um braço de alavanca conectado ao motor. O aprisionamento da ponta do instrumento foi feito com o auxílio de duas chapas de cobre recozido, de 0,3 mm de espessura, posicionadas entre o instrumento e as garras. O momento de dobramento foi registrado pela célula de carga em N.cm, representando a força requerida para dobrar o instrumento a 45° de inclinação em relação ao longo eixo. O programa de computador, acoplado ao aparelho, ajustava a posição angular em zero, quando o braço de alavanca tocava o cabo do instrumento. Iniciado o ensaio, o instrumento era movimentando perpendicularmente ao longo do seu eixo, a uma velocidade de rotação angular de 0,5 rpm no sentido horário, até ser dobrado em 45°, e em seguida voltava à posição inicial (FIG. 16).

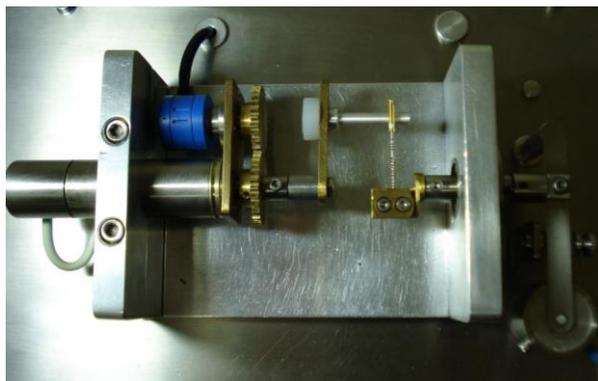


FIGURA 15 - Dispositivo de bancada para ensaio de flexão a 45° mostrando o instrumento com a ponta aprisionada pela garra conectada à célula de carga e o cabo apoiado no braço de alavanca conectado ao motor.

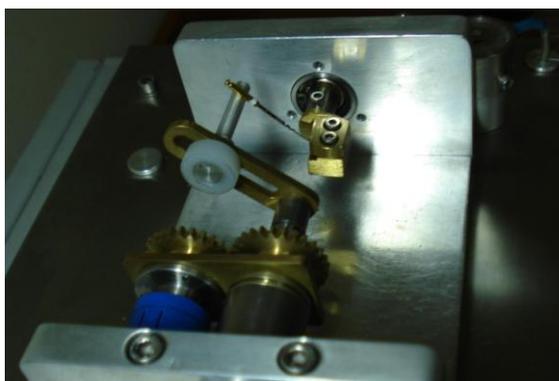


FIGURA 16 - Dispositivo de bancada para ensaio de flexão a 45° com o instrumento sendo flexionado até 45°.

4.4 Ensaio de Torção

Os ensaios de torção foram realizados através de uma máquina empregada para testes de torção até a ruptura (Análogica Ltda., Belo Horizonte, Brasil) (FIG. 17), baseados na especificação da ISO 3630-1 (*International Organization for Standardization* 1992). Esta máquina dispõe de um indicador de processo (*Eurotherm* 2416, com linearidade de 0,5%, reprodutibilidade de 0,01%), que monitora e fornece os valores correspondentes de deflexão angular. A medição de

torque é realizada utilizando uma célula de carga, que através de um braço de alavanca mede o torque sobre o eixo que suporta a ponta de fixação do instrumento. O equipamento possui uma célula de carga de até 500 gf e está conectada ao indicador de processo. A medição e controle de ângulo são realizados através de um transdutor de posição angular, conectado ao controlador de processo. Os ensaios são realizados a uma velocidade de 2 rpm. O dispositivo de ensaio possui, ainda, um programa para aquisição e processamento de dados, especialmente desenvolvido para comunicação com os instrumentos de leitura de carga e ângulo de rotação.

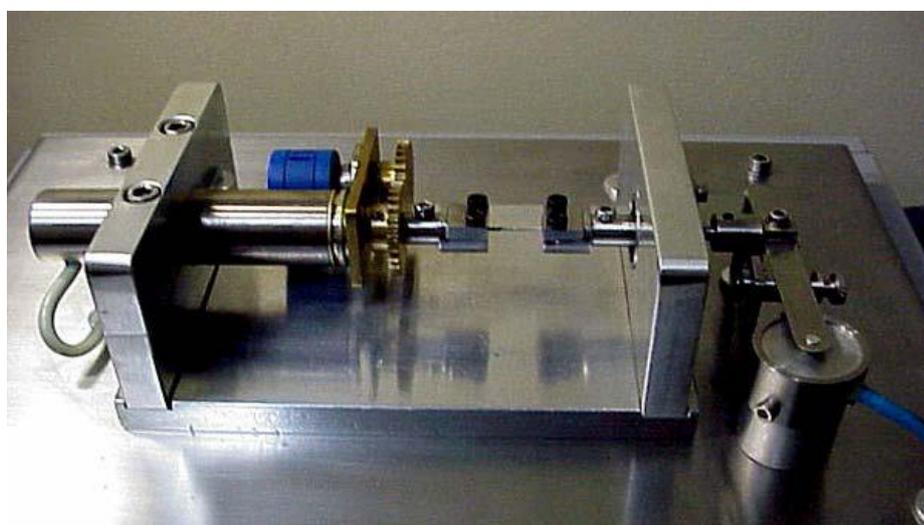


FIGURA 17 - Máquina para teste de torção até a ruptura.

Foram utilizados dez instrumentos de cada tipo para realização dos ensaios de torção. Para colocação dos instrumentos *Vortex*, *RaCe* e *PTU* na máquina de teste, os cabos foram removidos, com uma ferramenta de corte adequada, no ponto de união do cabo com a haste. A haste foi introduzida na garra de acionamento e os 3 mm da ponta do instrumento foram presos à outra garra conectada à célula de carga (FIG. 18). O posicionamento adequado da ponta do instrumento foi feito com o auxílio de um batente de 3 mm de profundidade, usinado na parte inferior da garra. Durante os ensaios foram utilizadas duas chapas de cobre recozido, de 0,3 mm de

espessura, posicionadas entre o instrumento e as garras, para auxiliar o aprisionamento do instrumento.

Os registros contínuos de torque e deflexão angular, bem como, os valores de torque máximo e deflexão angular até a fratura foram gerados pelo programa de computador conectado à base de teste de torção.

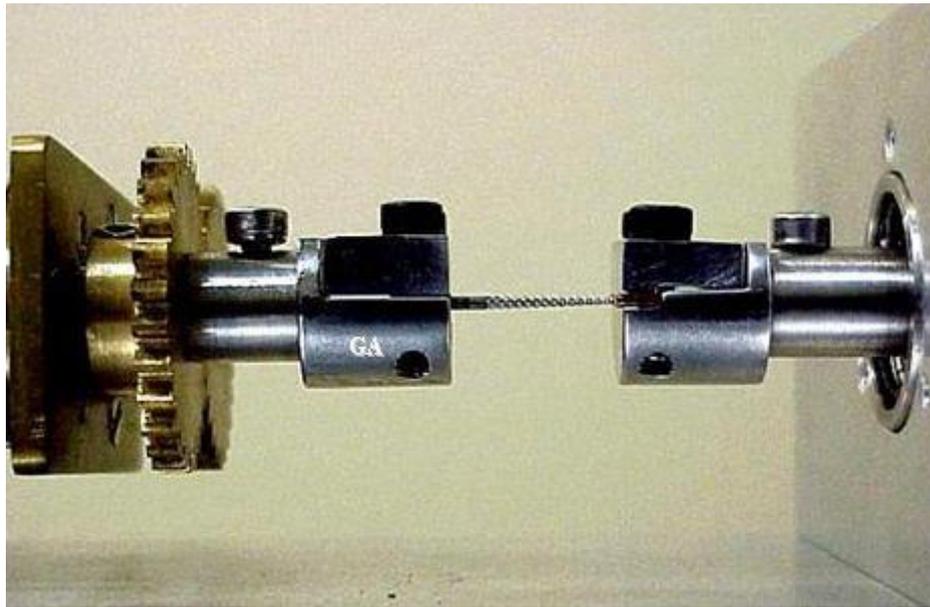


FIGURA 18 - Instrumento preso pela garra de acionamento, e com os 3mm da ponta presos pela outra garra, utilizando duas chapas de cobre.

4.5 Ensaios de Fadiga

Dez instrumentos de cada tipo foram ensaiados em um dispositivo de bancada de fadiga até a ruptura, com o objetivo de estabelecer o número médio de ciclos até a fratura (NCF) que cada instrumento pode realizar. Foi empregado um dispositivo de bancada desenvolvido e utilizado em trabalhos anteriores (BAHIA *et al.*, 2005, VIEIRA *et al.*, 2008, MELO *et al.*, 2008), que permite a livre rotação dos instrumentos em um canal artificial curvo, simulando a condição geométrica limite da instrumentação rotatória na prática clínica, considerando apenas os esforços de flexão na região de curvatura máxima.

O dispositivo de ensaio de fadiga consiste de uma base de aço carbono com suportes para fixação da peça de mão e do canal artificial (FIG. 19). A peça de mão é presa por dois suportes de latão que, por sua vez, são fixados em uma base móvel. Assim, uma vez ajustadas todas as partes da bancada, o único conjunto que pode ser movido é o da peça de mão. Este conjunto pode movimentar-se na direção horizontal, permitindo a troca de instrumentos e seu retorno à posição de teste. Nesta posição, o ajuste da plataforma móvel a um batente previamente regulado garante que os instrumentos sejam ensaiados na mesma posição, ou seja, com o ponto de curvatura máxima na mesma região do instrumento.

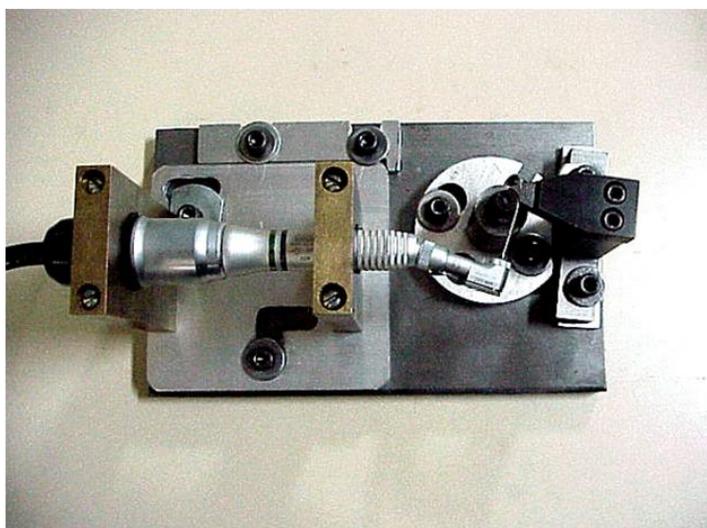


FIGURA 19 - Dispositivo de bancada para ensaios de fadiga até a ruptura.

O canal artificial é formado por uma peça de aço ferramenta ABNT H13, usinada na forma de um arco cuja curvatura se ajusta a um cilindro guia, feito do mesmo material, com raio de 5 mm. Após a usinagem, o canal artificial foi temperado, para impedir o desgaste pelos instrumentos ensaiados, especialmente os de maior diâmetro, o que poderia alterar o raio de curvatura especificado. A geometria do canal artificial, caracterizada por seu ângulo e raio de curvatura de 45° e 5 mm, respectivamente, foi escolhida com base em valores médios destes parâmetros obtidos na literatura (PRUETT *et al.*, 1997; HAIKEL *et al.*, 1999; GAMBARINI, 2001a, 2001b; YARED *et al.*, 2001, 2002, BAHIA e BUONO, 2005) e confirmados pelo

exame das raízes mesiais de molares inferiores e vestibulares de molares superiores (MARTINS *et al.*, 2002, BAHIA e BUONO, 2005, VIEIRA *et al.*, 2008, VIEIRA *et al.*, 2009).

O posicionamento dos instrumentos no canal artificial (FIG. 20), de forma a definir o ponto de curvatura máxima em torno de 3 mm da ponta, foi realizado considerando a avaliação dos instrumentos usados nos ensaios *in vivo*. As imagens obtidas por MEV dos instrumentos utilizados na formatação dos canais radiculares mostraram que a incidência de microtrincas na superfície destes instrumentos se deu no intervalo entre a 2^a e 5^a estrias, com maior prevalência entre as 2^a e 3^a estrias. A medida da distância dessa região em relação à ponta do instrumento, realizada em um projetor de perfis (Mitutoyo, Tokyo, Japão), revelou que a fadiga dos instrumentos ocorre, em média, entre 1,4 e 3,8 mm da ponta do mesmo (BAHIA e BUONO, 2005). Portanto, no dispositivo desenvolvido para os ensaios de fadiga, o instrumento foi posicionado de forma a manter a curvatura máxima nesta posição (FIG. 21).

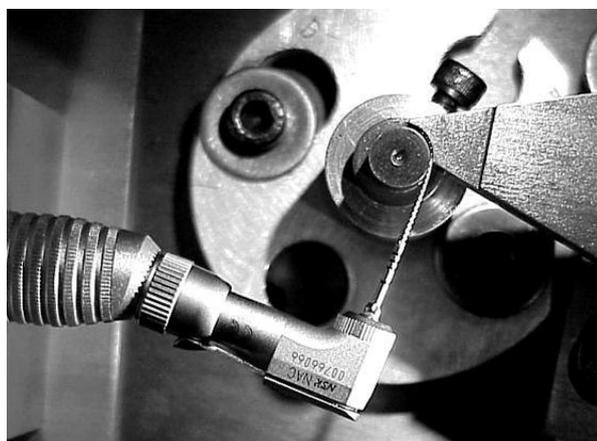


FIGURA 20 - Instrumento posicionado no canal artificial de aço temperado.

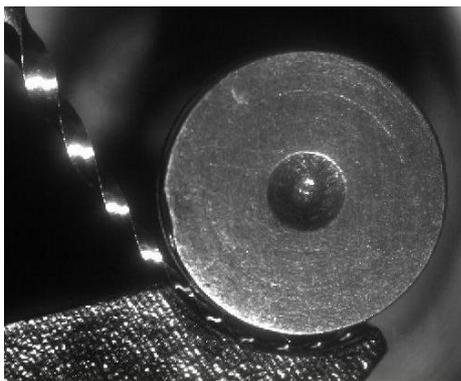


FIGURA 21 - Instrumento posicionado no canal artificial com o ponto de curvatura máximo a 3 mm da ponta do instrumento.

A peça de mão (WH 975, DentalWork, Burmoos, Áustria) possui redução de 16:1 e o acionamento dos instrumentos foi realizado utilizando um motor elétrico endodôntico de baixa rotação e controle de torque (Endo-Plus, VK-Driller, São Paulo, SP, Brasil). O motor foi operado a 300 rpm e programado para exercer um torque máximo de 5 N.cm (0,05 N.m). Durante os ensaios, o atrito foi minimizado pelo emprego de óleo de silicone como lubrificante. O tempo de ensaio foi registrado utilizando um cronômetro digital. O número de ciclos até a fratura (NCF) foi obtido multiplicando-se a velocidade de rotação pelo tempo até a fratura. O dispositivo foi posicionado sob uma lupa estereomicroscópica (Zeiss, Thornwood, NY, EUA), para facilitar a observação da fratura (FIG. 22).

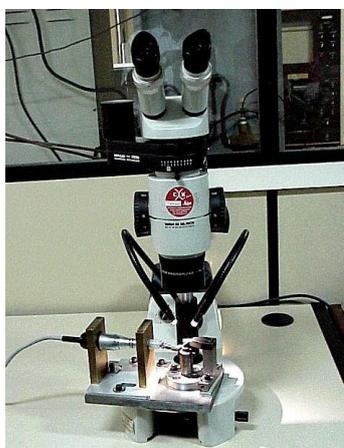


FIGURA 22 - Bancada de teste de fadiga posicionada sob a lupa estereomicroscópica.

4.6 Análise da Superfície de Fratura

As superfícies de fratura dos instrumentos ensaiados até a ruptura em fadiga foram analisados por MEV (JSM 6360, Jeol, Tokyo, Japão). Para realização destas observações, foram selecionados aleatoriamente três instrumentos de cada sistema, no intuito de avaliar e comparar as características microscópicas decorrentes da fratura por fadiga.

4.7 Análise dos Dados

Os resultados foram submetidos à análise estatística utilizando o teste paramétrico de Análise de Variância (ANOVA), de forma a demonstrar as relações entre os valores dos parâmetros medidos nos diferentes tipos de instrumentos e determinar a ocorrência de diferenças significativas em seu comportamento. O coeficiente de confiabilidade empregado nos testes de hipóteses realizados no presente trabalho foi $\alpha = 95\%$. Para este nível de confiabilidade, o valor da probabilidade de significância p , que representa a chance de que a hipótese esteja correta e as médias sejam diferentes é $p \leq 0,05$.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Caracterização do Material

5.1.1 Composição Química

A análise da composição química por Espectroscopia de Energia de Raios X (EDS), realizada no microscópio eletrônico de varredura mostrou que, em média, os instrumentos *Vortex*, *RaCe* e *PTU* contêm 49,4%Ti - 50,6%Ni em percentagem atômica, ou seja, 44,1%Ti - 55,9%Ni em percentagem em peso, correspondendo à composição química relatada pelos fabricantes.

Os resultados específicos das análises químicas dos instrumentos *Vortex*, *RaCe* e *PTU* são apresentados na TABELA 2, e mostram que as ligas NiTi utilizadas na confecção desses instrumentos possuem composições químicas similares, com uma razão aproximadamente equiatômica entre os elementos Ni e Ti. Os valores encontrados são compatíveis com os diversos sistemas rotatórios disponíveis no mercado e confirmados previamente pela literatura (THOMPSON, 2000; SCHÄFER *et al.*, 2003; BAHIA *et al.*, 2005; PEIXOTO *et al.*, 2010).

TABELA 2 - Valores médios da composição química de instrumentos de NiTi, obtida por análise semiquantitativa através de espectroscopia de energia de raios-x (EDS).

Instrumentos	% Peso		% Atômica	
	Ni	Ti	Ni	Ti
<i>Vortex</i>	56,5	44,5	50,5	49,5
<i>RaCe</i>	55,4	44,6	50,3	49,7
<i>PTU</i>	56,0	44,0	50,9	49,1

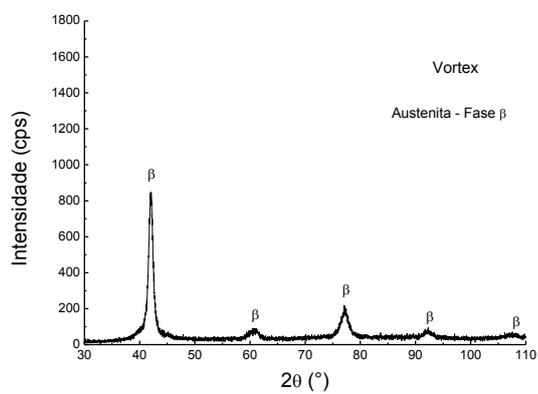
5.1.2 Fases Presentes

A análise por difração de raios-x (DRX), apresentada na FIGURA 23, confirmou que à temperatura ambiente os instrumentos Vortex, RaCe e PTU analisados apresentaram como principal constituinte a fase β ou austenita, de estrutura cúbica de corpo centrado ordenada, designada como B2 (OTSUKA e WAYMAN, 1998). Resultado semelhante foi encontrado por Kuhn e Jordan (2002), Bahia (2004), Peixoto *et al.* (2010) analisando instrumentos de NiTi.

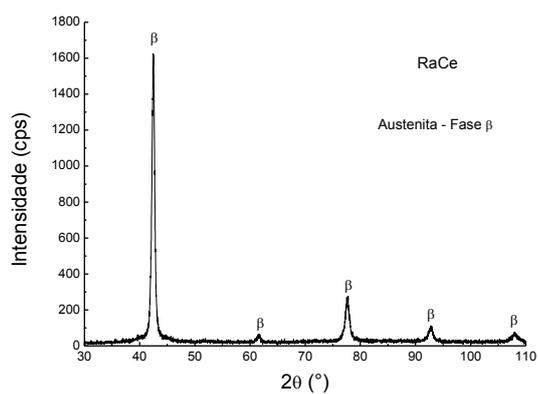
Apesar do sistema Vortex ser produzido com o fio M-Wire, condicionado termomecanicamente, não foi detectada a presença de precipitados Ti_3Ni_4 nos instrumentos analisados. De maneira geral, estes precipitados encontram-se finamente dispersos na matriz austenítica e são muito efetivos em melhorar as características de memória de forma e superelasticidade das ligas NiTi (OTSUKA e REN, 1999). Estes precipitados dão origem a campos de tensão ao seu redor, produzindo uma forte resistência a grandes deformações de rede associadas com a formação da martensita B19', favorecendo assim a formação da fase R, que produz uma deformação de rede significativamente menor (ALLAFI *et al.*, 2002).

O fato de não ter sido detectada a presença destes precipitados sugere que a temperatura e o tempo de recozimento utilizados nos fios trefilados *M-Wire*, tenham sido insuficientes para promover a precipitação de Ti_3Ni_4 em quantidade para que pudesse ser detectada pela resolução da técnica empregada no DRX, em torno de 2%.

(a)



(b)



(c)

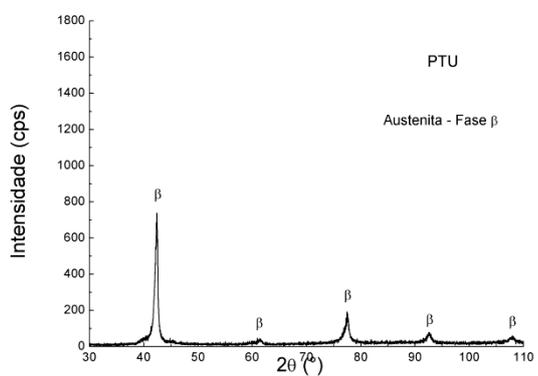


FIGURA 23 - Difratoogramas obtidos por DRX em instrumentos (a) Vortex, (b) RaCe e (c) ProTaper Universal.

5.1.3 Temperaturas de Transformação

Os valores médios das temperaturas de transformação martensítica e reversa, determinadas por DSC em amostras de instrumentos Vortex, RaCe e PTU, são mostradas na TABELA 3. As temperaturas M_s e A_f dos instrumentos RaCe e PTU confirmam que a liga é austenítica à temperatura ambiente e estão de acordo com a presença apenas da fase β detectada na análise por difração de raios X (DRX). Este resultado é semelhante ao estudo de Bahia (2004), onde não foi observado a ocorrência de fase R em ensaios de DSC realizados em instrumentos fabricados com liga de NiTi convencional (*ProFile 30/.06*), tendo sido identificadas apenas a transformação de austenita para martensita no resfriamento e a transformação reversa de martensita para austenita no aquecimento.

No entanto, os instrumentos Vortex apresentaram um aumento relevante nas temperaturas de transformação, sugerindo a presença da fase B19' coexistindo com a fase austenítica, resultado que se assemelha com os achados de Alapati *et al.* (2009).

Yahata *et al.* (2009) observaram resultados semelhantes quando avaliaram as temperaturas de transformação em fios de NiTi submetidos a tratamentos térmicos entre 440° à 500°C. Ao realizar o ensaio de DSC, o metal (NiTi) tratado termicamente apresentou uma mistura de fases austenita e martensita com dois picos endotérmicos durante o aquecimento, indicando uma transformação reversa passando pela fase R, sendo compatíveis com a ocorrência do efeito superelástico nas condições necessárias para emprego clínico do instrumento.

TABELA 3 - Valores médios (desvio padrão) das temperaturas de transformação martensítica e reversa de instrumentos Vortex, RaCe e PTU determinados por DSC.

Instrumentos	Temperaturas de Transformação (°C)			
	Ms	Mf	As	Af
Vortex	36,3 (0,9)	24,1 (0,7)	29,0 (0,4)	43,4 (0,4)
RaCe	13,7 (6,3)	0,8 (7,6)	5,9 (2,3)	24,5 (6,4)
PTU	18,8 (0,4)	-11,0 (0,8)	-3,7 (0,2)	26,4 (0,2)

É possível que os maiores valores das temperaturas de transformação para os instrumentos Vortex em relação aos RaCe e PTU sejam devido à precipitação de Ti_3Ni_4 , nos estágios iniciais do recozimento a baixas temperaturas, onde os átomos de Ni se congregam nos precipitados e os átomos de Ti se movem para a matriz de fase β , com conseqüente redução no conteúdo de Ni da matriz. O enriquecimento da matriz em Ti, provoca um aumento nas temperaturas de transformação (OTSUKA e WAYMAN, 1998).

5.1.4 Microdureza Vickers

Os valores médios de Microdureza Vickers (MHV), com os respectivos desvios padrão, obtidos nos ensaios realizados na parte ativa de instrumentos Vortex, RaCe e PTU são mostrados na TABELA 4.

TABELA 4 - Valores médios de microdureza Vickers (desvio padrão) determinados em instrumentos Vortex, RaCe e PTU.

Instrumentos	Microdureza Vickers (DP)
<i>Vortex</i>	432 (20)
<i>RaCe</i>	416 (16)
<i>PTU</i>	381 (15)

Os resultados encontrados indicam valores médios significativamente ($p \leq 0,05$) superiores para os instrumentos Vortex, quando comparados aos instrumentos RaCe e PTU. Este resultado sugere que o tratamento termomecânico aplicado sobre o fio M-Wire utilizado na fabricação dos instrumentos Vortex pode proporcionar o surgimento dos precipitados de Ti_3Ni_4 , provocando uma disponibilidade maior de Ti livre na matriz da liga, efeito conhecido como endurecimento por precipitação (SABURI, 1998).

5.2 Caracterização Geométrica e Dimensional dos Instrumentos

Os instrumentos Vortex, RaCe e PTU foram selecionados aleatoriamente e analisados por microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os instrumentos apresentaram boas características de acabamento superficial e uma geometria bem definida em termos de ponta e haste cortante.

A forma geométrica e as dimensões dos instrumentos endodônticos de NiTi têm um efeito relevante no comportamento mecânico em relação à capacidade de corte, flexibilidade, resistência à torção e à fadiga. Os fatores que afetam este desempenho são: a área e a forma geométrica da secção transversal, o tipo de ponta, o comprimento de *pitch* e os diâmetros ao longo da parte ativa dos instrumentos (BERUTTI *et al.*, 2003; DIEMER e CALAS, 2004; MIYAI *et al.*, 2006; TRIPI *et al.*, 2006).

Além da configuração geométrica dos instrumentos, as características de superfície, tais como rebarbas, marcas e riscos de usinagem, têm sido citadas como possíveis responsáveis por uma menor vida em fadiga (KHUN *et al.*, 2001; CHEUNG *et al.* 2005; TRIPI *et al.*, 2006). Segundo estes autores, os defeitos de usinagem na superfície dos instrumentos funcionariam como pontos concentradores de tensão, que facilitariam a nucleação de trincas, enquanto que uma superfície lisa estaria menos propensa a este processo.

Os instrumentos Vortex apresentaram estrias de usinagem convencionais na superfície. As imagens analisadas por MEV confirmaram a ausência de plano radial nesta nova série ProFile Vortex, tornando este instrumento mais eficiente no corte quando comparado a série antiga de instrumentos ProFile (FIG. 24).

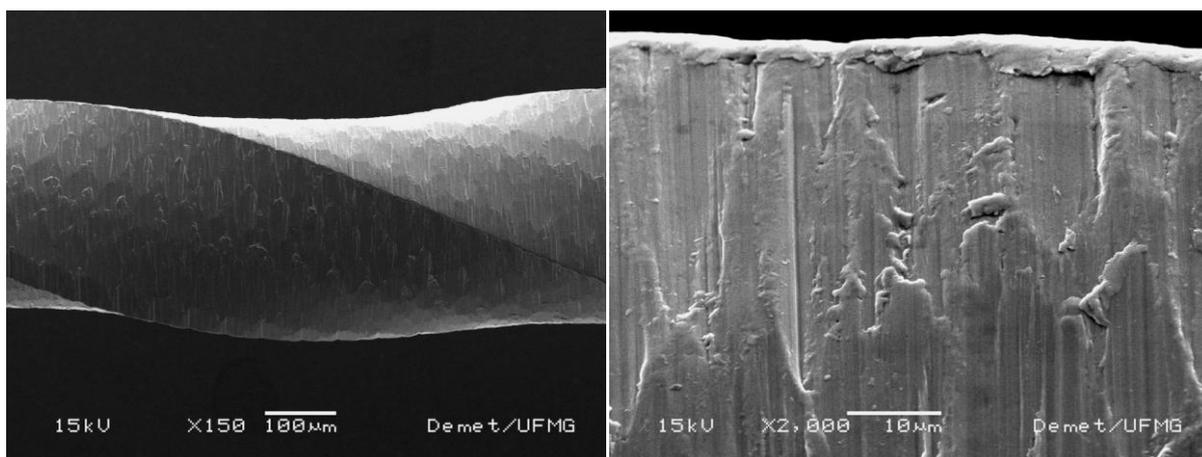


FIGURA 24 - Imagens da superfície dos instrumentos Vortex, evidenciando as estrias normais associadas ao processo de usinagem.

A análise da ponta dos instrumentos apresentou ponta guia arredondada para os dois calibres de instrumentos analisados (FIG. 25), evitando assim uma alteração no trajeto original do canal durante a instrumentação. Na imagem da ponta do instrumento Vortex 30/.06 é possível observar uma pequena quantidade de material aderido à superfície (FIG. 25b).

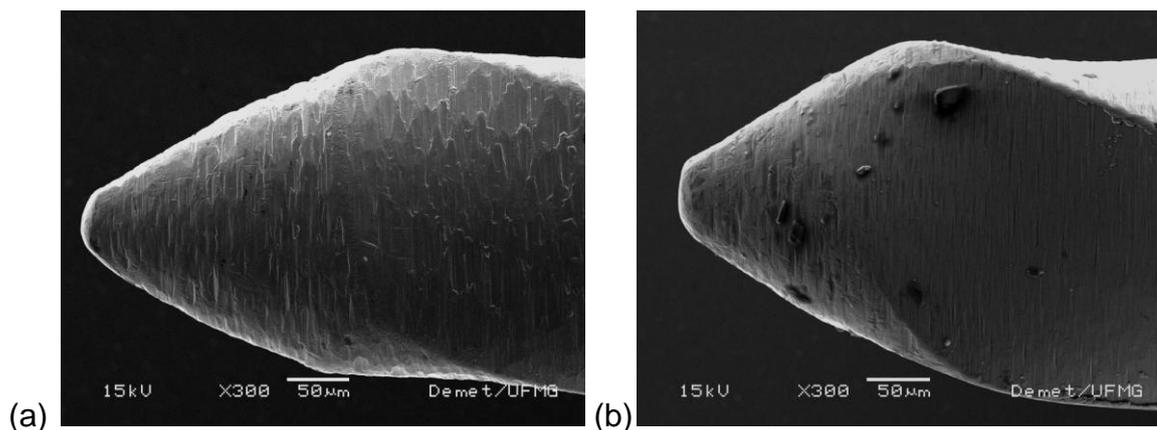


FIGURA 25 - Imagens da ponta dos instrumentos Vortex 25/.06 (a) e Vortex 30/.06 (b).

As imagens da parte ativa dos instrumentos Vortex 25/.06 (a) e 30/.06 (b) apresentadas abaixo (FIG. 26) evidenciam a regularidade na superfície dos instrumentos e distribuição padronizada das lâminas de corte ao longo do instrumento. Uma diferenciação importante pôde ser notada entre os instrumentos 25/.06 e 30/.06, é possível perceber que os instrumentos de maior calibre apresentam uma maior profundidade dos pitches quando comparado ao instrumento 25/.06, este fator pode estar associado a uma pequena alteração no formato da secção transversal dos instrumentos, e que influencia de forma relevante o comportamento principalmente em torção destes instrumentos.

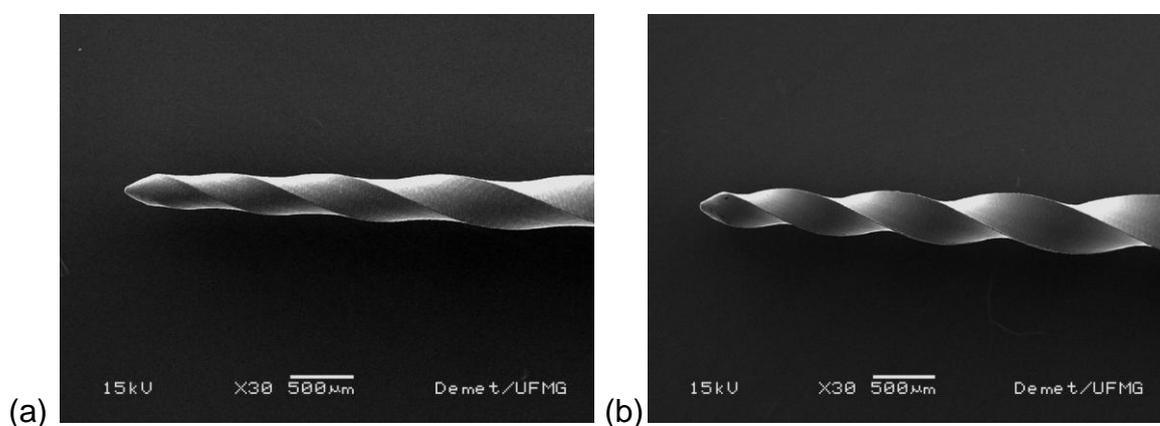


FIGURA 26 - Imagens longitudinais da parte ativa dos instrumentos Vortex 25/.06 (a) e 30/.06 (b).

As imagens dos instrumentos durante a análise superficial do sistema RaCe demonstraram regularidade em suas dimensões e geometria (FIG. 27). Nota-se a presença de setores espiralados (comprimento de *pitch* menor) e de regiões lisas (comprimento de *pitch* maior), caracterizando o *alternating cutting edges*. Segundo Schäfer e Vlassis (2004) duas funções são creditadas a esse design: eliminar o efeito de emparafusamento e travamento no interior dos canais devido à rotação contínua; e reduzir o torque necessário para a ação do instrumento. A análise por MEV revelou a presença de ponta guia cônica em todos os instrumentos RaCe analisados (FIG. 27).

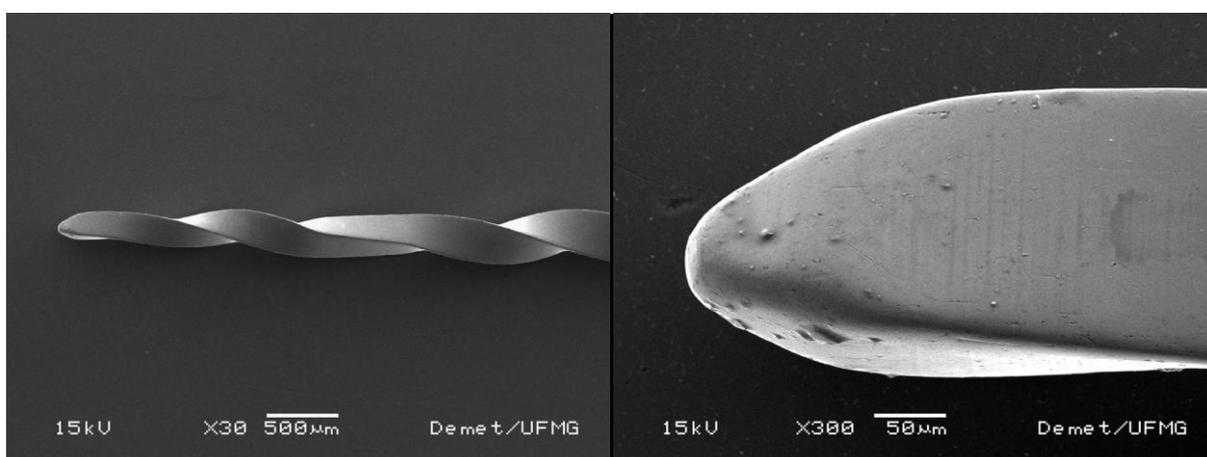


FIGURA 27 - Imagens da parte ativa e ponta de dois instrumentos RaCe, mostrando as características geométricas e dimensionais dos instrumentos.

Quanto às características superficiais, os instrumentos do sistema RaCe, que recebem polimento eletrolítico na fase final de fabricação, apresentaram boas características de usinagem e acabamento superficial adequado (FIG. 28), o que está de acordo com os resultados encontrados por Kim *et al.* (2010). Esses autores, ao analisarem a superfície dos instrumentos RaCe por MEV, relataram ausência de marcas de usinagem e presença de superfície lisa.

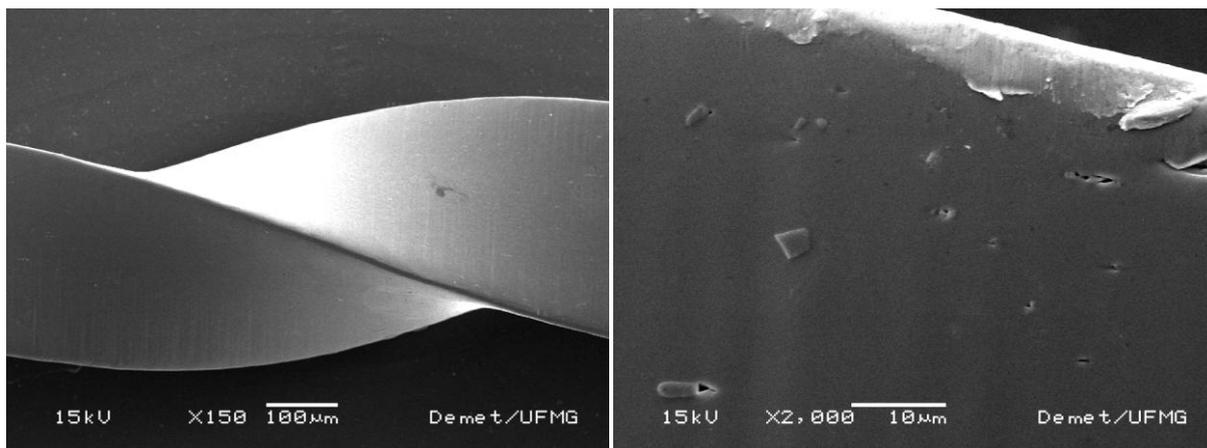


FIGURA 28 - Imagens de instrumentos *RaCe* ilustrando as boas características de acabamento superficial e pequena quantidade de material aderido.

O polimento eletrolítico é um método de acabamento de superfície utilizado por alguns fabricantes de instrumentos de NiTi, para remover os defeitos de superfície que podem permanecer após a usinagem. Entretanto, há uma discussão sobre os efeitos do polimento eletrolítico nos instrumentos de NiTi.

Estudos enfatizaram os efeitos benéficos do polimento eletrolítico sobre a resistência à fratura por fadiga nos instrumentos *RaCe* (TRIPI *et al.*, 2006; ANDRESON *et al.*, 2007). Em contrapartida, Cheung e Darvell (2007) demonstraram que o eletropolimento não aumentou a resistência à fadiga dos instrumentos *RaCe*, da mesma forma que Herold *et al.* (2007) não puderam demonstrar qualquer inibição da formação de microtrincas, pelo polimento eletrolítico, em instrumentos *Endo-Sequence*.

Os instrumentos *ProTaper Universal (PTU)* analisados por MEV apresentaram boas características de acabamento superficial e ângulo de corte ativo (FIG. 29). De uma forma geral, todos os instrumentos apresentaram boas características de usinagem, sem a presença de trincas. Entretanto, rebarbas de usinagem nas bordas cortantes foram observadas (FIG. 29).

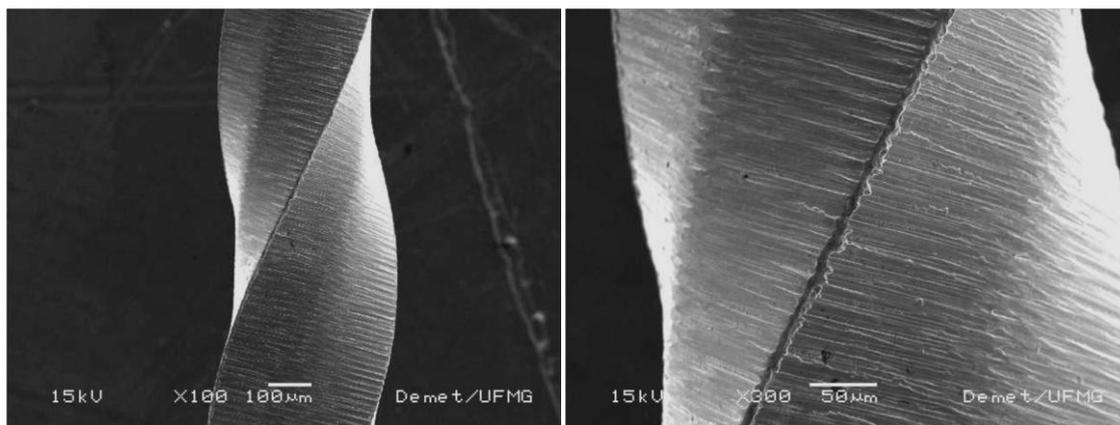


FIGURA 29 - Imagens longitudinais de instrumento *ProTaper Universal F1*, mostrando a presença de rebarbas de usinagem ao longo das bordas cortantes e ângulo de corte ativo.

5.2.1 Comprimento da Parte Ativa

As medidas dos comprimentos da parte ativa dos instrumentos Vortex, RaCe e PTU estão relacionadas na TABELA 5. Podem ser observados valores médios de comprimento de parte ativa semelhantes para os instrumentos Vortex e PTU, entretanto, os instrumentos RaCe apresentaram maiores valores médios de comprimento da parte ativa nos dois calibres avaliados.

TABELA 5 - Valores médios (desvio padrão) do comprimento da parte ativa dos instrumentos Vortex, RaCe e PTU.

Instrumentos	Comprimento da parte ativa (mm)
<i>Vortex 25/.06</i>	17,84 (0,02)
<i>RaCe 25/.06</i>	18,30 (0,02)
<i>PTU F1</i>	17,81 (0,01)
<i>Vortex 30/.06</i>	17,70 (0,01)
<i>RaCe 30/.06</i>	18,62 (0,02)
<i>PTU F2</i>	17,81 (0,01)

5.2.2 Comprimento de *Pitch*

As medidas das distâncias entre as lâminas de corte (*pitch*) foram realizadas em todo o comprimento da parte ativa de 72 instrumentos analisados. Os valores médios dos comprimentos de *pitch* de instrumentos Vortex, RaCe e PTU estão representados nas FIGURAS 30 e 31. Os dados referentes a todas as medidas encontram-se descritos detalhadamente no APÊNDICE A. Foi observada variação entre os comprimentos de *pitch* com um aumento gradativo dos mesmos ao longo da parte ativa em todos os instrumentos avaliados.

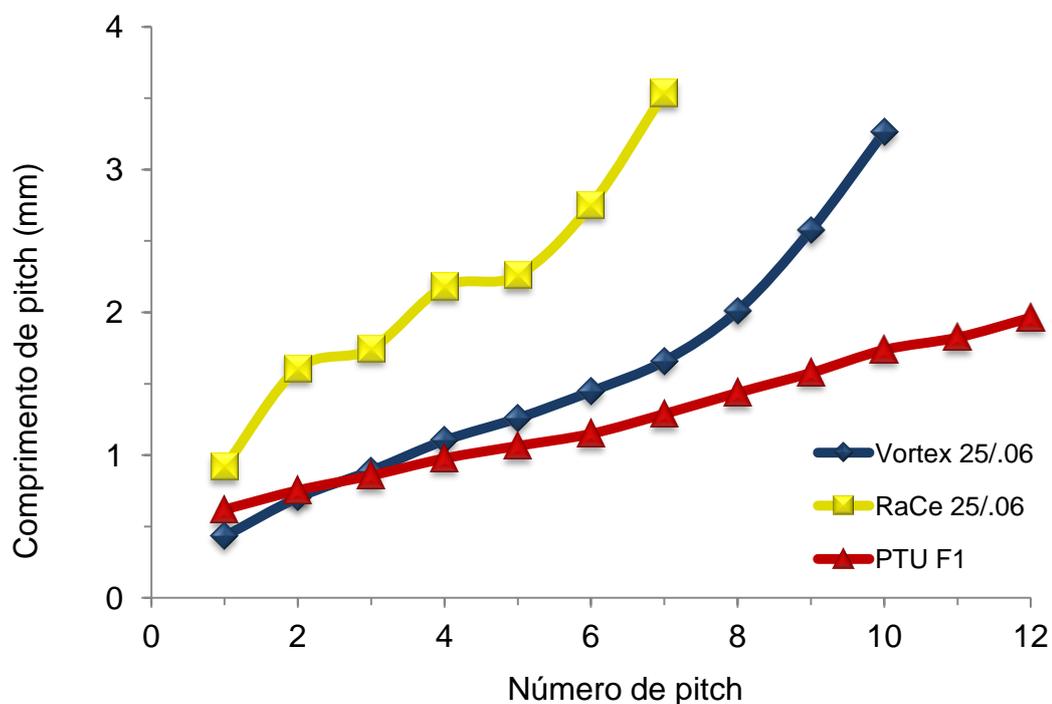


FIGURA 30 - Valores médios de comprimentos de *pitch* de instrumentos Vortex 25/.06, RaCe 25/.06 e PTU F1 analisados.

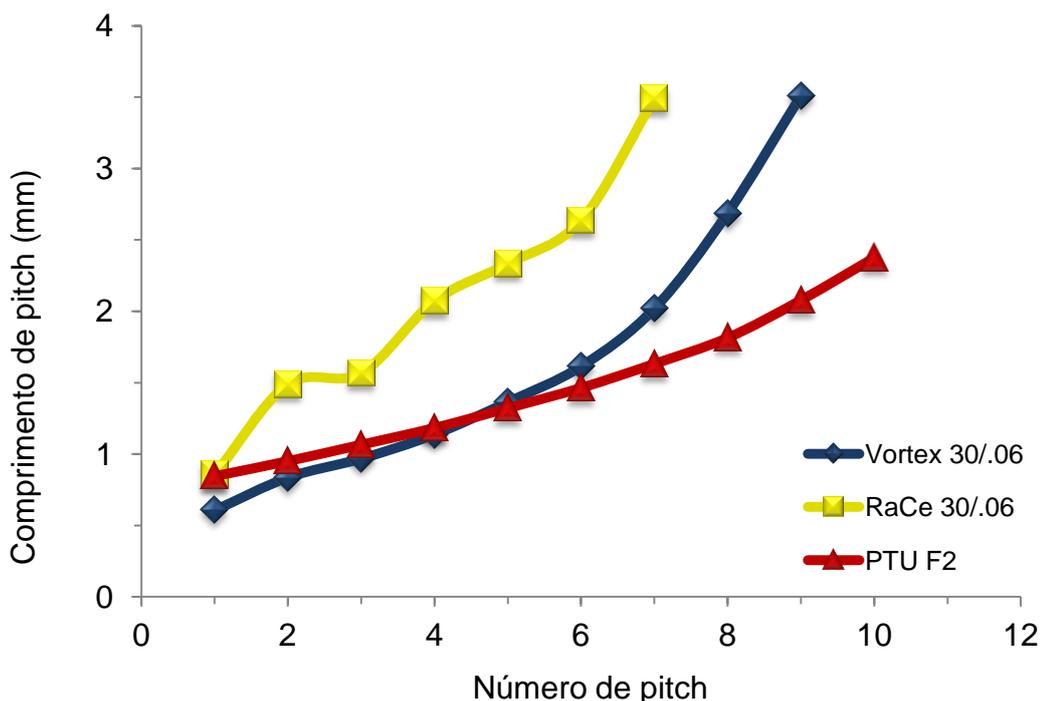


FIGURA 31 - Valores médios de comprimentos de *pitch* de instrumentos Vortex 30/.06, RaCe 30/.06 e PTU F2 analisados.

Com relação aos valores médios de comprimento de *pitch*, observa-se que os instrumentos Vortex apresentaram crescimento regular dos *pitchs* até o *pitch* de número seis, onde o crescimento do comprimento foi gradual e regular, a partir do *pitch* de número seis, foi possível visualizar um crescimento mais acentuado e contínuo deste parâmetro até a porção próxima a haste. Esta tendência foi observada nos instrumentos Vortex 25/.06 e 30/.06.

Nos instrumentos RaCe, foi observada uma tendência de sequência nos comprimentos de *pitch* ao longo da parte ativa. Houve uma alternância de redução e aumento dos valores, ou seja, um *pitch* de comprimento maior foi seguido por um ligeiramente menor. Esse achado está de acordo com as informações do fabricante, que afirma que os instrumentos RaCe possuem o chamado *Alternating Cutting Edges*, que seria responsável pela eliminação do efeito de emparafusamento e aumento da eficiência na evacuação de raspas de dentina.

A tendência observada para os instrumentos PTU em relação ao comprimento de *pitch*, foi um aumento gradual ao longo de toda parte ativa do instrumento até a haste. Quando comparado ao crescimento dos *pitchs* apresentado pelos instrumentos Vortex e RaCe, o sistema PTU demonstra um aumento mais uniforme ao longo do instrumento.

Maiores comprimentos de *pitch*, ou seja, mais espaçados aumentam a flexibilidade dos instrumentos, permitem uma melhor eficiência de corte e remoção de debris do interior dos canais. Além disto, o aumento do espaçamento entre os *pitchs* reduz o ângulo helicoidal, diminuindo a tensão torcional e a tendência do instrumento de se parafusar no interior do canal (DIEMER e CALAS, 2004).

5.2.3 Medidas dos Diâmetros dos Instrumentos

As medidas de diâmetro a cada milímetro da parte ativa dos 72 instrumentos analisados foram realizadas com o auxílio do programa *ImagePro Plus*. As FIGURAS 32 e 33 ilustram os valores médios obtidos para os diferentes instrumentos ao longo de toda a parte ativa dos mesmos. Os dados referentes a todas as medidas encontram-se descritos detalhadamente no APÊNDICE B.

A partir da análise das FIGURAS 32 e 33, observa-se que todos os instrumentos avaliados apresentaram um aumento de conicidade desde a ponta até o final da parte ativa, resultando em instrumentos com maior diâmetro em sua porção próxima à haste. A conicidade resultante é compatível com o objetivo proposto para os instrumentos, que é dilatar o terço apical, ao mesmo tempo que desenvolve no canal a forma cônica afunilada, com maiores diâmetros nos terços coronário e médio.

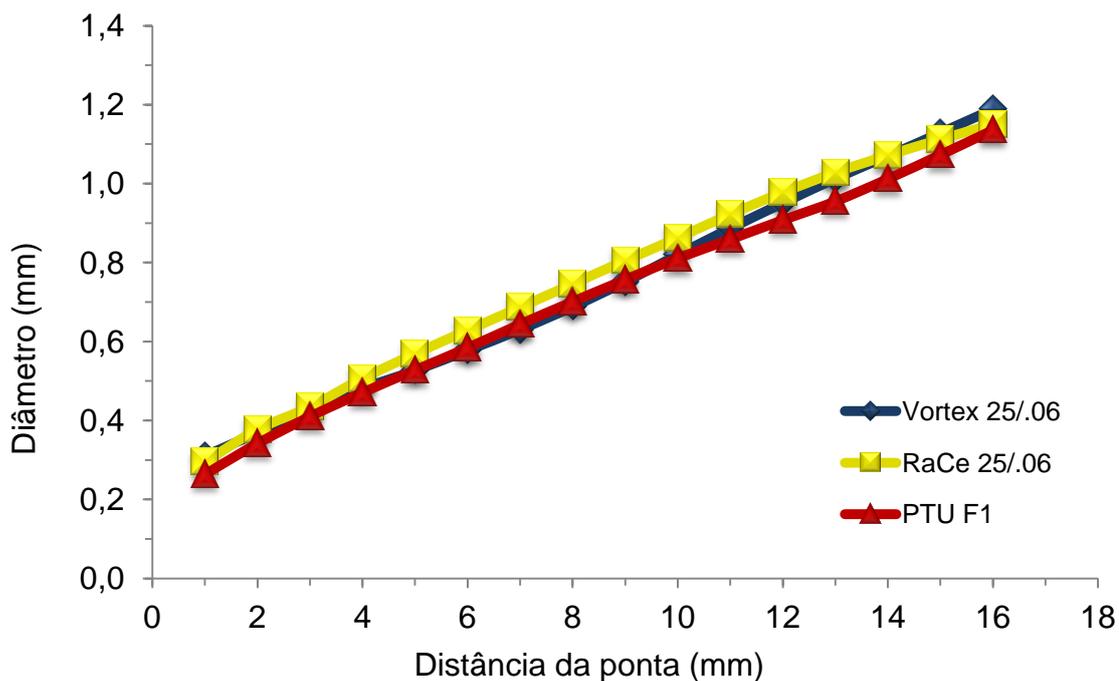


FIGURA 32 - Valores médios de diâmetro a cada milímetro da parte ativa determinados em instrumentos Vortex 25/.06, RaCe 25/.06 e PTU F1.

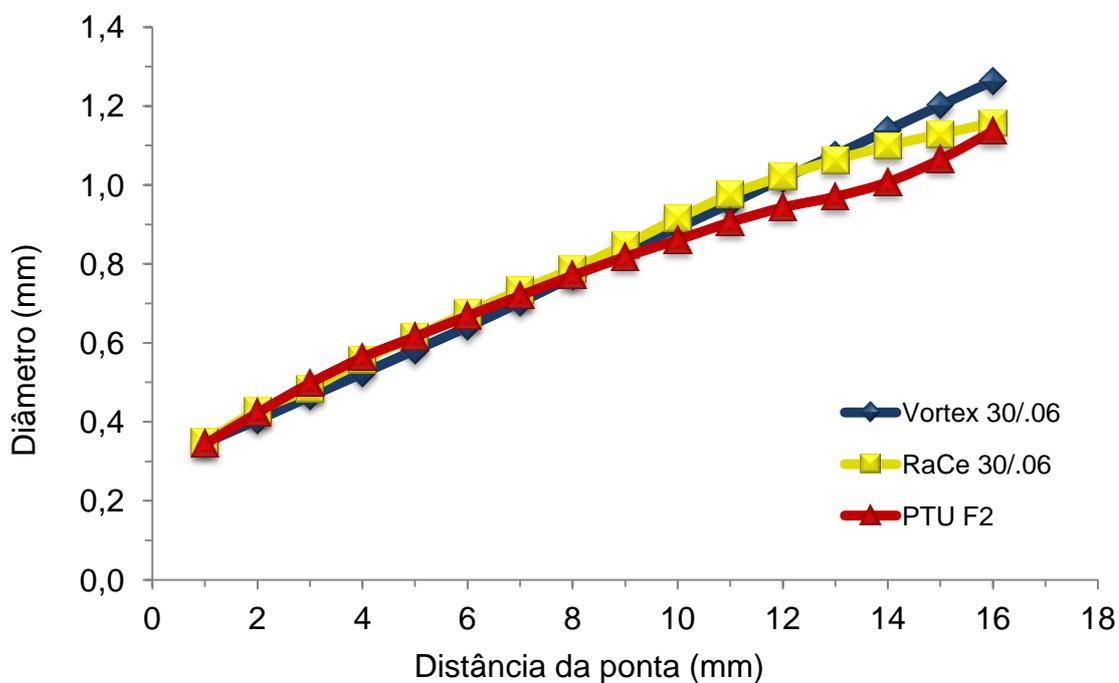


FIGURA 33 - Valores médios de diâmetro a cada milímetro da parte ativa determinados em instrumentos Vortex 30/.06, RaCe 30/.06 e PTU F2.

É possível ainda observar que os instrumentos apresentaram aumento de conicidade uniforme em toda a parte ativa. Entretanto, nos instrumentos PTU F2 foi verificada uma ligeira alteração na linearidade, com redução de crescimento do diâmetro na porção mais próxima a haste. Este resultado justifica as características dimensionais descritas para os instrumentos PTU de acabamento, ou seja, taper fixo até D3 e redução deste parâmetro até o final da parte ativa (FIG. 32 e 33).

A TABELA 6 mostra os valores médios e desvios padrão do diâmetro a 3 mm da ponta (D3) de instrumentos Vortex, RaCe e PTU. Os instrumentos apresentaram pequena variação entre o D3 nominal e o real. A importância desta região é enfatizada, neste trabalho, porque representa o ponto de apreensão pelas garras, para a realização de testes de flexão a 45° e resistência à torção dos instrumentos endodônticos, determinado pela especificação ISO 3630-1. Além disso, o posicionamento dos instrumentos no canal artificial, de forma a definir o ponto de curvatura máxima em torno de 3 mm da ponta, foi projetado considerando a avaliação dos instrumentos utilizados em estudos *in vivo* (MARTINS *et al.*, 2006; BAHIA e BUONO, 2005; VIEIRA *et al.*, 2008). Portanto, fica evidente a grande importância dos valores de D3 apresentados por cada um dos instrumentos analisados e ensaiados em bancada de fadiga até a ruptura.

TABELA 6 - Valores médios e desvios-padrão do diâmetro a 3 mm da ponta (D3) determinados para instrumentos Vortex, RaCe e PTU.

Instrumentos	Diâmetro a 3 mm (D3) (mm)
Vortex 25/.06	0,427 (0,008)
RaCe 25/.06	0,435 (0,011)
PTU F1	0,410 (0,003)
Vortex 30/.06	0,465 (0,016)
RaCe 30/.06	0,484 (0,012)
PTU F2	0,498 (0,006)

Como pode ser observado na TABELA 6, a comparação entre os instrumentos Vortex 25/.06 e RaCe 25/.06 é adequada para a avaliação da resistência à fratura, uma vez que os valores de D3 entre os pares não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si. Embora os demais instrumentos de cada grupo não tenham apresentado valores médios de D3 estatisticamente iguais, os instrumentos com valores de D3 aproximados foram agrupados durante os ensaios de flexão, torção e fadiga, para a análise comparativa do comportamento mecânico dos instrumentos.

5.2.4 Medidas da Área da Secção Transversal dos Instrumentos

As imagens das secções transversais dos instrumentos captadas por MEV foram documentadas para posterior mensuração dos valores da área a 3 mm da ponta (A3). Como já foi mencionado, esta posição foi escolhida uma vez que é a região onde as solicitações mecânicas mais importantes se concentram durante o uso clínico, aliado ao fato de que esta é a região determinada pela especificação ISO 3630-1 para a realização de ensaios mecânicos em instrumentos endodônticos. Os valores médios de área da secção transversal a 3 mm da ponta (A3) para cada tipo de instrumento avaliado são apresentados na TABELA 7.

TABELA 7 - Valores médios (desvio padrão) de área da secção transversal a 3 mm da ponta (A3) de instrumentos Vortex, RaCe e PTU.

Instrumentos	A3 (mm²)
<i>Vortex 25/.06</i>	0,089 (0,028)
<i>RaCe 25/.06</i>	0,070 (0,022)
<i>PTU F1</i>	0,082 (0,025)
<i>Vortex 30/.06</i>	0,092 (0,029)
<i>RaCe 30/.06</i>	0,083 (0,026)
<i>PTU F2</i>	0,122 (0,038)

Observa-se que os instrumentos Vortex 25/.06 e 30/.06 apesar de possuírem diâmetros diferentes, apresentaram áreas a 3 mm da ponta similares, o mesmo acontece com os instrumentos PTU F1 e RaCe 30/.06. Este achado pode ser explicado pela diferença existente no design da secção transversal de cada instrumento. Já entre os demais instrumentos avaliados os valores médios da área da secção transversal a 3 mm da ponta foram significativamente diferentes, conforme apresentado na TABELA 7.

Neste estudo, a análise das imagens dos instrumentos mostrou secções transversais de forma triangular convexa para os instrumentos Vortex e PTU, e triangular para o sistema RaCe (FIG. 34). Apesar de apresentarem secção transversal triangular convexa, os instrumentos Vortex 25/.06 e 30/.06 exibiram uma pequena diferença na convexidade dessa secção, o que gerou a semelhança entre os valores da área a 3 mm da ponta, embora os instrumentos tenham apresentado diâmetros diferentes nesta região.

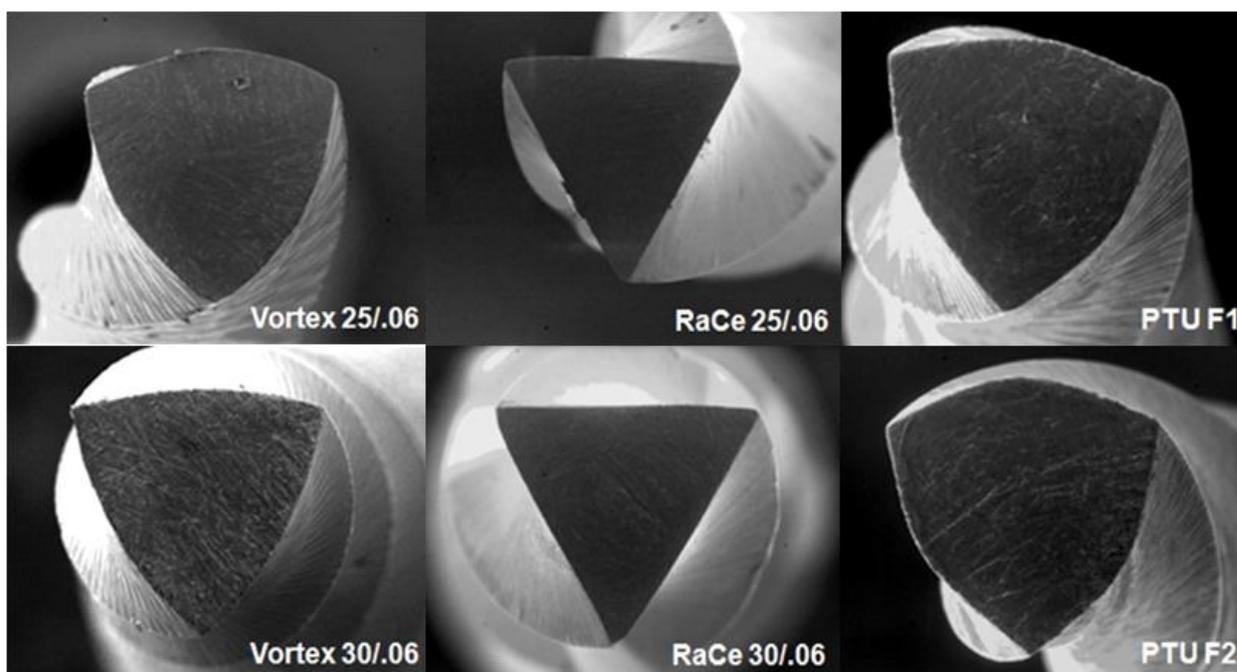


FIGURA 34 - Imagens da secção transversal dos instrumentos Vortex 25/.06 e 30/.06, RaCe 25/.06 e 30/.06, PTU F1 e F2.

5.3 Ensaio de Flexão a 45°

A flexibilidade dos instrumentos endodônticos depende das propriedades da liga (módulo de elasticidade, composição química e tratamento termomecânico) e de sua geometria e dimensões (TURPIN *et al.*, 2000; SCHÄFER *et al.*, 2003). Os valores médios do momento de dobramento (M_D) e desvios padrão obtidos nos ensaios de flexão a 45° para os instrumentos Vortex, RaCe e PTU são apresentados na FIGURA 35 e TABELA 8. Todas as medidas encontram-se descritas detalhadamente no APÊNDICE C.

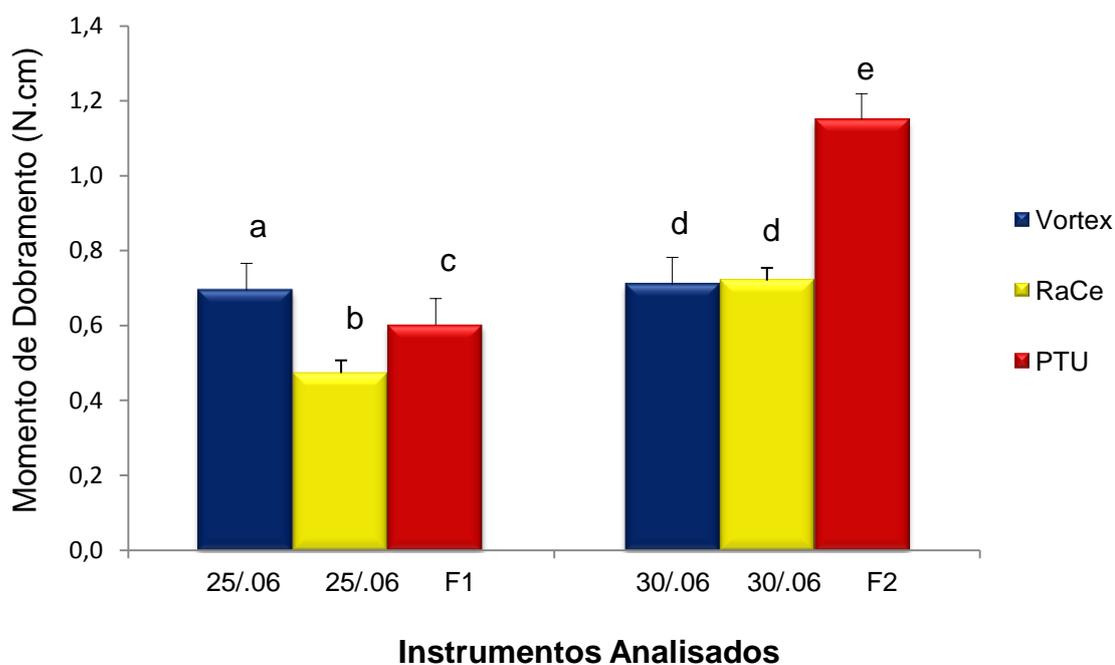


FIGURA 35 - Valores médios do momento de dobramento de instrumentos Vortex, RaCe e PTU. As colunas assinaladas com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa entre os valores médios ($p > 0,05$).

TABELA 8 - Valores médios (desvio padrão) do Momento de Dobramento de instrumentos Vortex, RaCe e PTU.

Instrumentos	Momento de Dobramento (N.cm)
<i>Vortex 25/.06</i>	0,693 (0,073)
<i>Race 25/.06</i>	0,473 (0,034)
<i>PTU F1</i>	0,602 (0,024)
<i>Vortex 30/.06</i>	0,709 (0,067)
<i>RaCe 30/.06</i>	0,720 (0,028)
<i>PTU F2</i>	1,149 (0,070)

Da análise estatística realizada entre os instrumentos Vortex 25/.06, RaCe 25/.06 e PTU F1, foi observada uma diferença estatística em relação ao momento de dobramento a 45° (M_D). Sabe-se que quanto menor o momento do dobramento, maior a flexibilidade do instrumento. É de se esperar, que os menores valores de momento de dobramento sejam encontrados nos instrumentos com diâmetro e área menores. Neste trabalho, os instrumentos Vortex 25/.06 e RaCe 25/.06 não apresentaram diferença estatisticamente significativa nos valores de diâmetro a 3 mm da ponta entretanto, os valores de área a 3 mm da ponta foram significativamente diferentes. Foi possível observar neste primeiro grupo de instrumentos avaliados que, especialmente, o parâmetro área a 3 mm da ponta apresentou correlação indireta com a flexibilidade do instrumento.

A comparação estatística entre os M_D dos instrumentos Vortex 30/.06, RaCe 30/.06 e PTU F2 mostrou flexibilidade significativamente menor para os instrumentos PTU F2, explicado pelo valor da área a 3 mm da ponta, que foi significativamente o maior entre todos os instrumentos avaliados. Quando se compara os valores de momento de dobramento dos instrumentos Vortex 30/.06 e RaCe 30/.06, embora os primeiros tenham apresentado valores de área a 3 mm da ponta significativamente maiores do que os RaCe, a flexibilidade para os dois instrumentos foi semelhante. É possível

que o tratamento termomecânico, a que foram submetidos os instrumentos Vortex durante a fabricação, elevando as temperaturas de transformação, tenha reduzido as tensões necessárias à transformação martensítica da liga, rendendo maior flexibilidade a estes instrumentos.

A geometria da secção transversal dos instrumentos endodônticos de NiTi tem uma influência no comportamento mecânico destes, especialmente no que diz respeito à presença de planos radiais, profundidade das estrias de corte, massa interna e *design*, esses parâmetros são capazes de alterar as propriedades torcionais e flexurais dos instrumentos (TURPIN *et al.*, 2000; BERUTTI *et al.*, 2003; SCHÄFER *et al.*, 2003; XU e ZENG, 2006; HAYASHI, *et al.*, 2007; MELO *et al.*, 2008; KIM *et al.*, 2009). A área da secção transversal mostrou-se capaz de influenciar a resistência à flexão a 45°. De fato, a flexibilidade já foi citada anteriormente como inversamente proporcional à área da secção transversal (SCHÄFER *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008; VIANA *et al.*, 2010). Esta observação foi corroborada pelos resultados encontrados no presente estudo.

Viana (2010) avaliou a influencia do uso clínico simulado na flexibilidade de instrumentos rotatórios dos sistemas *ProTaper Universal (PTU)*, *K3* e *EndoSequence (ES)*. Ao comparar os coeficientes de correlação entre momento de dobramento a 45°, D3 e A3, foi constatado que ambos os parâmetros geométricos possuem uma forte correlação com a flexibilidade de instrumentos rotatórios de NiTi dos diferentes sistemas avaliados. Entretanto, foi verificado que na relação entre flexibilidade e diâmetro a 3 mm da ponta, o fator *design* dos instrumentos influenciou os resultados, uma vez que instrumentos com diâmetros semelhantes se comportaram de forma diferente entre si.

A FIGURA 36 ilustra a correlação encontrada neste estudo entre o momento de dobramento e a área da secção transversal dos instrumentos avaliados. Fica clara a relevante influência que este parâmetro geométrico possui no comportamento mecânico dos instrumentos rotatórios durante os ensaios de flexão.

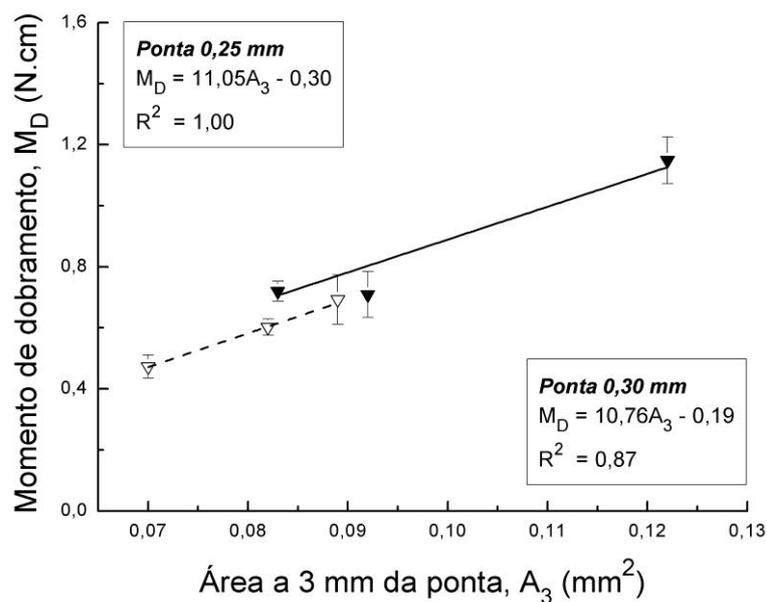


FIGURA 36 - Correlação entre momento de dobramento e área da secção transversal a 3 mm da ponta dos instrumentos avaliados.

5.4 Ensaio de Torção

Os instrumentos dos três sistemas analisados, quando ensaiados até a ruptura em máquina para testes de torção, apresentaram os valores médios de torque máximo e deflexão angular até a fratura, mostrados na TABELA 9 e FIGURA 37. O APÊNDICE D apresenta detalhadamente os valores de cada instrumento ensaiado em torção.

TABELA 9 - Valores médios (desvio padrão) de torque máximo e deflexão angular até a fratura de instrumentos Vortex, RaCe e PTU ensaiados em torção até a ruptura.

Instrumentos	Torque Máximo (N.cm)	Deflexão Angular até a fratura (°)
<i>Vortex 25/.06</i>	1,067 (0,143)	315 (42)
<i>Race 25/.06</i>	0,679 (0,078)	427 (39)
<i>PTU F1</i>	0,793 (0,036)	339 (47)
<i>Vortex 30/.06</i>	1,029 (0,088)	378 (41)
<i>RaCe 30/.06</i>	0,906 (0,044)	432 (42)
<i>PTU F2</i>	1,400 (0,163)	436 (93)

Analisando os valores médios de torque máximo dos instrumentos, observa-se que os instrumentos Vortex 25/.06 apresentaram resistência à torção estatisticamente significativa superior ($p \leq 0,001$) aos instrumentos RaCe 25/.06 e PTU F1. Da comparação entre os instrumentos RaCe 25/.06 e PTU F1, foi observada resistência torcional significativamente superior ($p = 0,002$) dos instrumentos PTU F1 em relação aos RaCe 25/.06.

A comparação estatística dos valores de torque máximo dos instrumentos Vortex 30/.06, RaCe 30/.06 e PTU F2 demonstra que a maior resistência torcional entre os sistemas avaliados foi verificada no instrumento PTU F2, que apresentou os maiores valores de diâmetro e área a 3 mm da ponta. Mais uma vez se comprova a influência das características geométricas e dimensionais no comportamento em torção dos instrumentos endodônticos.

A resistência em torção apresentada pelos instrumentos Vortex 25/.06 e 30/.06 foi estatisticamente similar, o que pode ser explicado pela modificação descrita no item 5.1.5.4, que aborda a área da secção transversal desses instrumentos. É possível notar através da análise da FIGURA 34 uma maior convexidade da secção

transversal do instrumento 25/.06 quando comparado ao instrumento Vortex de maior calibre. Essa diferença proporcionou ao instrumento de menor diâmetro, uma área a 3 mm da ponta, flexibilidade e resistência torcional semelhantes às do instrumento 30/.06.

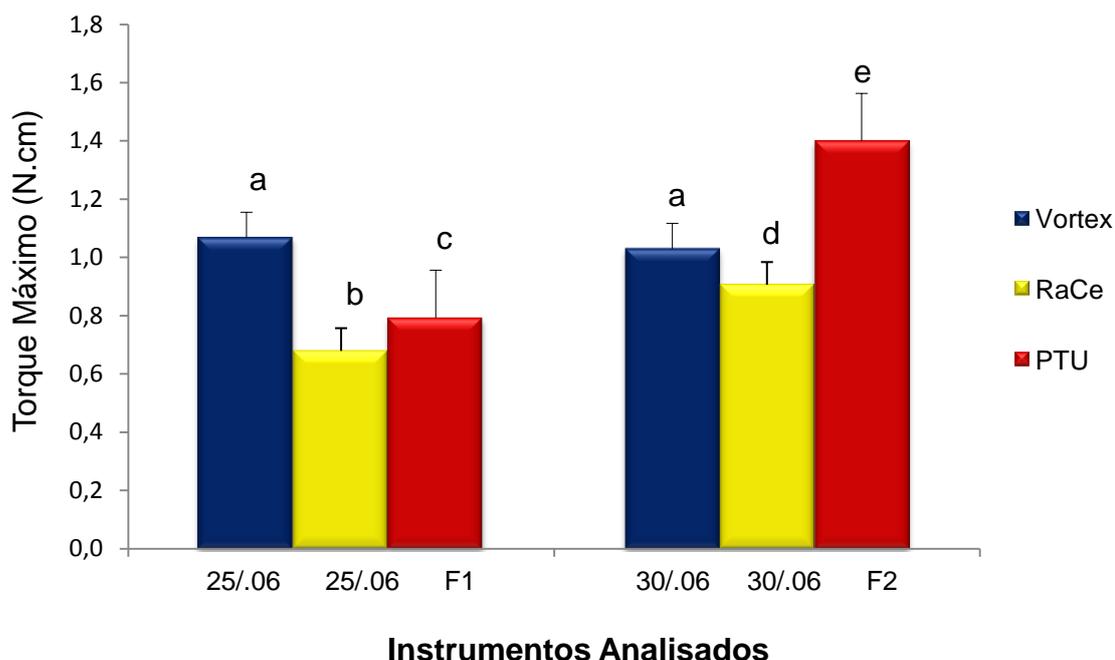


FIGURA 37 - Valores médios de torque máximo de instrumentos *Vortex*, *RaCe* e *PTU* ensaiados em torção até a ruptura. As colunas assinaladas com mesma letra não mostram diferença estatisticamente significativa entre os valores médios ($p > 0,05$).

A análise da FIGURA 37 revela a tendência dos valores médios do torque máximo aumentar com o aumento do diâmetro (calibre e *taper*) e área do instrumento. Este resultado está em acordo com os relatos da literatura, que afirmam que o comportamento em torção dos instrumentos endodônticos de NiTi é afetado por uma variedade de fatores, como: diâmetro, desenho e área da secção transversal, composição química e processo termomecânico aplicado durante a fabricação (KUHN e JORDAN, 2002; BAHIA *et al.*, 2005; MIYAI *et al.*, 2006). Existe uma forte relação entre o torque máximo que um instrumento pode suportar e o seu diâmetro (PETERS e BARBAKOW, 2002; BAHIA *et al.*, 2006b; CAMARA *et al.*, 2009). É

também aceito que o *design* da secção transversal de instrumentos afeta o padrão de distribuição de tensões, bem como a resistência à torção (TURPIN *et al.*, 2000; BERUTTI *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008; KIM *et al.*, 2009). Ainda de acordo com a literatura, os valores de torque máximo aumentam proporcionalmente com a área da secção transversal a 3 mm da ponta dos instrumentos (SCHÄFER *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008; VIANA *et al.*, 2010).

A FIGURA 38 ilustra a forte correlação encontrada neste estudo entre o torque máximo e a área da secção transversal dos instrumentos avaliados. Fica evidente a relevante influência que este parâmetro geométrico possui no comportamento mecânico dos instrumentos rotatórios durante a torção.

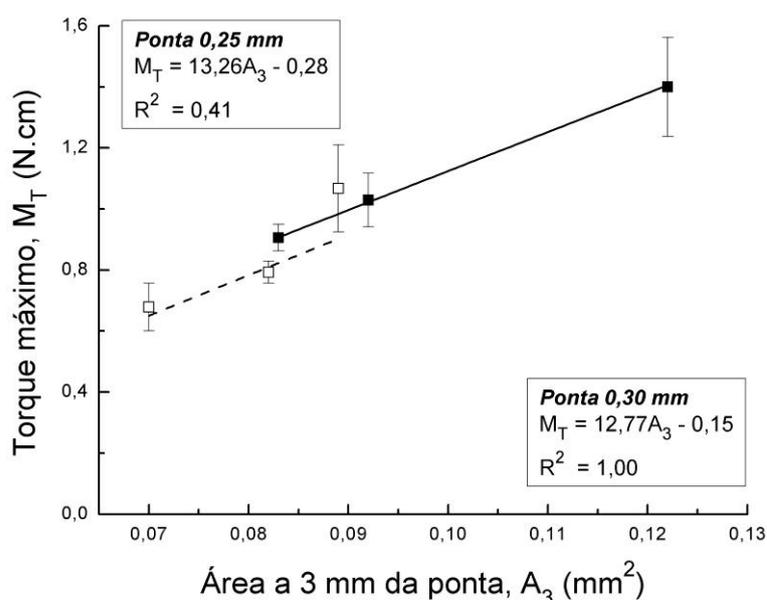


FIGURA 38 - Correlação entre o torque máximo e a área da seção transversal dos instrumentos avaliados.

A comparação entre o sistema Vortex, produzido com fio M-Wire, e os instrumentos RaCe e PTU, fabricados com fios convencionais, sugere que o tratamento termomecânico aplicado ao fio M-Wire, pode ter possibilitado a nucleação de precipitados coerentes de Ti_3Ni_4 , favorecendo o endurecimento da matriz e aumento da resistência torcional. Os resultados da análise de microdureza Vickers

corroboram este raciocínio, na medida em que os instrumentos do sistema Vortex apresentaram os maiores valores de microdureza (TAB. 4).

No que diz respeito à deflexão angular até a fratura, foram obtidos valores médios maiores deste parâmetro para os instrumentos com maior diâmetro, exceto o instrumento RaCe 25/.06, que apresentou valor de deflexão angular estatisticamente semelhante aos instrumentos de maior calibre. A análise da deflexão angular dos sistemas Vortex e PTU revelou uma relação de aumento de deflexão angular máxima com aumento de diâmetro dos instrumentos descrita por outros autores (GAMBARINI, 2000; ULLMANN e PETERS, 2005; MARTINS, 2008).

A FIGURA 39 mostra os valores médios de deflexão angular até a fratura e seus respectivos desvios padrão apresentados pelos instrumentos Vortex, RaCe e PTU.

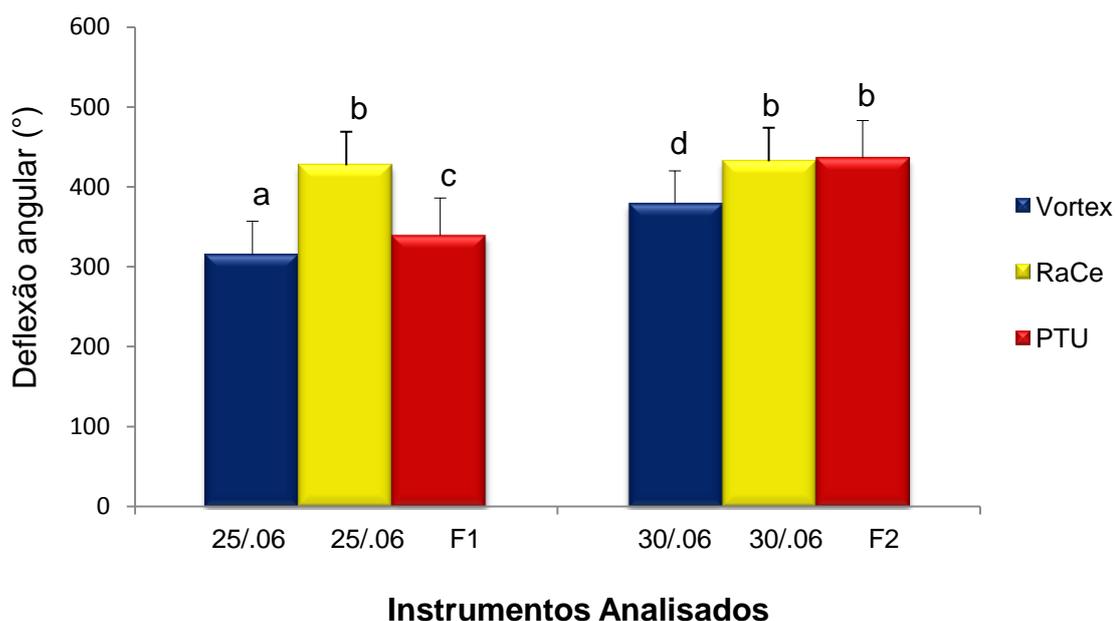


FIGURA 39 - Valores médios e desvios padrão de deflexão angular até a fratura de instrumentos Vortex, RaCe e PTU ensaiados em torção. As colunas assinaladas com a mesma letra não mostram diferença estatisticamente significativa entre os valores médios ($p > 0,05$).

A medida da deflexão angular fornece alguma informação sobre o risco de fratura que um instrumento sofre quando a ponta se encontra presa às paredes do canal e rotação adicional é aplicada.

5.5 Ensaios de Fadiga

Os instrumentos Vortex, RaCe e PTU, quando ensaiados em dispositivo de bancada até a ruptura por fadiga, apresentaram os valores médios de número de ciclos até a fratura (NCF) e de posição da fratura, em relação ao comprimento total do instrumento, que são mostrados na FIGURA 40 e na TABELA 10, respectivamente. O APÊNDICE E apresenta todos os valores obtidos durante o ensaio mecânico de fadiga flexural.

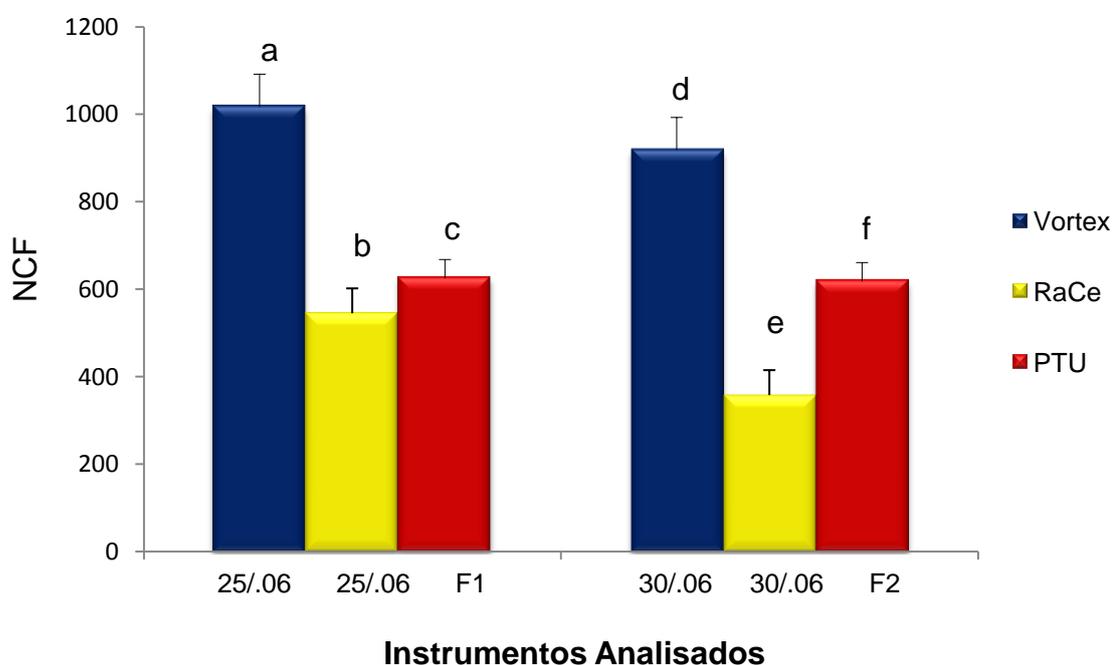


FIGURA 40 - Valores médios de número de ciclos até a fratura (NCF) para instrumentos Vortex, RaCe e PTU.

Os resultados apresentados na FIGURA 40 indicam que os instrumentos Vortex, fabricados com o fio de NiTi M-Wire, quando testados em bancada de fadiga flexural até a ruptura, apresentaram uma vida em fadiga significativamente superior aos demais sistemas de NiTi, fabricados com liga NiTi convencional. No grupo de menor calibre o instrumento Vortex 25/.06 obteve uma vida em fadiga 87% e 63% maior do que os instrumentos RaCe 25/.06 e PTU F1, respectivamente. A comparação no grupo de maior calibre demonstrou que o instrumento Vortex 30/.06 apresenta uma vida em fadiga 156% e 48% maior do que os instrumentos RaCe 30/.06 e PTU F2, respectivamente. Quando a comparação estatística foi realizada entre os instrumentos RaCe e PTU, o sistema PTU apresentou resistência em fadiga flexural significativamente superior ao sistema RaCe, tanto no grupo de menor calibre como no grupo de instrumentos mais calibrosos.

As características geométricas e estruturais dos instrumentos de NiTi têm uma influência significativa sobre o comportamento mecânico dos mesmos (KHUN *et al.*, 2001; KIM *et al.*, 2009). Os instrumentos com diâmetros maiores tendem a apresentar menor resistência à fadiga (PRUETT *et al.*, 1997; HAIKEL *et al.*, 1999; BAHIA e BUONO, 2005; PLOTINO *et al.*, 2006; GRANDE *et al.*, 2006). A fratura do instrumento ocorre, normalmente, no ponto de flexão máxima, isto é, o ponto médio do segmento curvo, geralmente na região apical dos canais radiculares (PRUETT *et al.*, 1997; MELO *et al.*, 2002; ULLMANN e PETERS, 2005; BAHIA e BUONO 2005; GRANDE *et al.*, 2006; MARTINS *et al.*, 2006; VIANA *et al.*, 2006; LOPES *et al.*, 2007, Vieira *et al.*, 2008).

TABELA 10 - Valores médios (desvio padrão) de número de ciclos até a fratura (NCF) e posição da fratura em relação ao comprimento total de instrumentos Vortex, RaCe e PTU.

Instrumentos	NCF	Posição de Fratura (mm)
<i>Vortex 25/.06</i>	1017 (75)	22,1 (0,2)
<i>Race 25/.06</i>	545 (57)	22,2 (0,2)
<i>PTU F1</i>	625 (31)	21,9 (0,3)
<i>Vortex 30/.06</i>	918 (89)	22,0 (0,2)
<i>RaCe 30/.06</i>	358 (79)	22,1 (0,1)
<i>PTU F2</i>	618 (43)	22,1 (0,4)

Os resultados relativos à posição da fratura apresentados na TABELA 10 não apontam diferença significativa neste parâmetro para nenhum dos instrumentos analisados. Este fato é uma indicação de que os instrumentos testados em fadiga flexural fraturaram sempre no ponto de flexão máxima do canal artificial, intencionalmente localizado, em média, a 3 mm da ponta do instrumento.

A geometria do canal radicular é determinante no comportamento em fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi, uma vez que os níveis de deformação atingidos dependem do raio de curvatura do canal e da posição do ponto de flexão máxima em relação à ponta do instrumento. Este último parâmetro determina, para cada calibre de ponta e *taper*, o diâmetro submetido à flexão máxima. Desta forma, a amplitude máxima de deformação na superfície do instrumento, na região de curvatura máxima do canal, é função dos parâmetros geométricos de ambos. Os valores aproximados da amplitude máxima de deformação dos instrumentos, em cada um dos dois grupos, considerando o raio de curvatura do canal artificial (5 mm) e o diâmetro dos instrumentos no ponto de flexão máxima (à 3 mm da ponta do instrumento), foram semelhantes e estão apresentados na TABELA 11.

TABELA 11 - Valores médios de D3 e valores estimados da amplitude máxima de deformação a que cada instrumento Vortex, RaCe e PTU foi submetido no ponto de flexão máxima no canal artificial.

Instrumentos	Diâmetro a 3mm da ponta (D3)	Amplitude máxima de deformação (ϵ_a) (%)
<i>Vortex 25/06</i>	0,427	4,5
<i>Race 25/06</i>	0,435	4,5
<i>PTU F1</i>	0,410	4,3
<i>Vortex 30/06</i>	0,465	4,9
<i>RaCe 30/06</i>	0,484	5,1
<i>PTU F2</i>	0,498	5,2

De fato, deve ser esperado que os instrumentos com diâmetros maiores, devido às maiores amplitudes de deformação a que são submetidos, fraturem em menor número de ciclos que aqueles com diâmetros menores, o que sugere o descarte precoce dos primeiros para obtenção de maiores eficiência e segurança na clínica. Neste trabalho, embora os instrumentos testados tenham *design* da seção transversal, diâmetro no ponto de flexão máxima da curvatura e, conseqüente, amplitude de deformação semelhantes em cada um dos grupos, os valores médios de NCF foram significativamente superiores para os instrumentos Vortex. Pode ser sugerido que os processos termomecânicos empregados no fio M-Wire, utilizado na fabricação do sistema Vortex, possam ter influenciado o comportamento mecânico, aumentando a resistência à fadiga destes instrumentos.

Os resultados deste estudo são corroborados por Johnson *et al.* (2008), quando avaliaram o comportamento em fadiga de instrumentos ProFile fabricados com três variantes de Nitinol. Os resultados apontaram uma resistência à fadiga 390% maior nos instrumentos confeccionados com o fio M-Wire, quando comparados aos demais instrumentos produzidos com outras variantes de Nitinol.

Larsen *et al.* (2009) da mesma forma, encontraram resistência à fadiga significativamente superior para os instrumentos GTX (M-Wire) quando comparados aos instrumentos ProFile e EndoSequence fabricados com liga NiTi convencional. O estudo de Peixoto *et al.* (2010) também comprovou maior resistência à fadiga flexural dos instrumentos GTX (M-Wire), quando comparados com o sistema GT, produzidos com fios de NiTi convencionais.

Em um estudo recente, Gao *et al.* (2010), comparou a resistência à fadiga de instrumentos ProFile Vortex produzidos com dois fios distintos: M-Wire e o fio de NiTi convencional, em duas velocidades de rotação diferentes. Nenhum dos instrumentos testados apresentou diferença na resistência à fadiga quando comparadas as velocidades de rotação. Entretanto, os instrumentos que utilizaram o fio M-Wire em sua fabricação apresentaram uma resistência à fadiga significativamente superior (aproximadamente 150% maior) do que os instrumentos fabricados com fio de NiTi convencional.

Entretanto, em um estudo realizado por Gambarini *et al.* (2008), não foram encontradas diferenças significativas na resistência à fadiga entre instrumentos GTX (M-Wire) e K3 (NiTi convencional). É importante salientar que os dois instrumentos comparados por estes autores apresentam desenhos de secção transversal muito diferentes, podendo interferir em suas propriedades mecânicas. Dessa forma, os resultados obtidos podem não refletir apenas a variação dos processos termomecânicos aplicados ao fio M-Wire durante a fabricação dos instrumentos GTX. Da mesma forma, Kramkowski e Bahacall (2009) comparando a resistência à fratura por fadiga de instrumentos GT e GTX, em canal artificial com ângulo de curvatura de 45°, não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os instrumentos avaliados.

Contudo, os resultados na literatura relativos ao comportamento em fadiga de instrumentos de NiTi são controversos, possivelmente devido às variações metodológicas empregadas por cada autor. O fato de não haver qualquer especificação ou padrão internacional para testar a resistência à fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi, permite o emprego de vários dispositivos e métodos (PLOTINO *et al.*, 2009). Assim, fica clara a necessidade de uma padronização

internacional para ensaios de fadiga em instrumentos rotatórios de NiTi, visando assegurar a uniformidade de metodologia e resultados.

Apesar de não existir consenso sobre o número de vezes que um instrumento rotatório de NiTi pode ser utilizado antes de ser descartado, tem sido demonstrado na literatura que o uso clínico leva a uma diminuição significativa da resistência à fadiga de diferentes instrumentos rotatórios de NiTi em relação aos novos, especialmente para os instrumentos de maior diâmetro (BAHIA e BUONO, 2005; PLOTINO *et al.*, 2006; MARTINS *et al.*, 2006; VIEIRA *et al.*, 2008, AYDIN *et al.*, 2010). De forma semelhante, as tensões a que os instrumentos rotatórios são submetidos durante a formatação de canais radiculares curvos, resultam em redução da resistência torcional dos mesmos (ULLMANN e PETERS, 2005, BAHIA *et al.*, 2006, VIEIRA *et al.*, 2009).

Várias estratégias têm sido sugeridas pelos fabricantes para reduzir a possibilidade de fratura dos instrumentos de NiTi. Estes métodos incluem a modificação da superfície do instrumento, por meio de processos como o de polimento eletrolítico, a redução da área de contato entre instrumento e a parede do canal radicular, pela modificação da geometria da secção transversal do instrumento e/ou variação da conicidade ao longo da parte ativa. Uma abordagem recente é a melhoria no processo de fabricação, através de tratamentos termomecânicos, que melhorem as propriedades mecânicas dos instrumentos (GAMBARINI *et al.*, 2008; SHEN *et al.*, 2009).

5.6 Análise da Superfície de Fratura

Os instrumentos fraturados nos ensaios de fadiga, selecionados de maneira aleatória, tiveram suas superfícies de fratura analisadas por microscopia eletrônica de varredura. As superfícies de fratura de instrumentos Vortex, RaCe e PTU, submetidos a ensaios de fadiga até a ruptura são mostradas na FIGURA 41.



FIGURA 41 – Superfície de fratura dos instrumentos Vortex (a), RaCe (b) e PTU (c).

No caso de fadiga em flexão rotatória, com grande concentração de tensões, como ocorre no emprego de instrumentos rotatórios de NiTi no preparo do SCR e nos ensaios de bancada, era esperado encontrar uma região lisa em torno de toda a periferia da superfície de fratura conforme ilustrado na FIGURA 42.

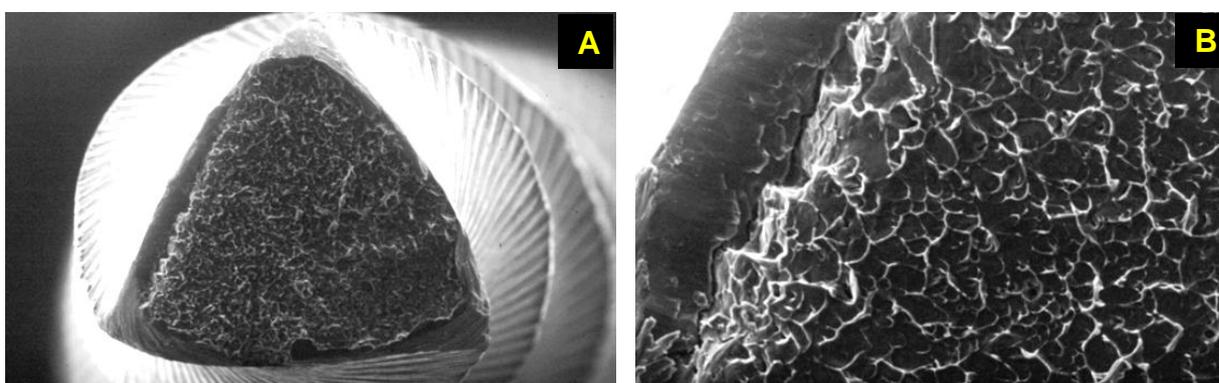


FIGURA 42 - Superfície de fratura de um instrumento Vortex mostrando regiões lisas nas bordas e região fibrosa central (a), detalhe na região lisa da superfície de fratura do mesmo instrumento (b), ensaiado em fadiga até a ruptura.

A FIGURA 43 mostra os aspectos microfractográficos observados na região lisa da superfície de fratura. A presença de estrias de fadiga é evidente, indicando que a fratura por fadiga se iniciou na periferia do instrumento, onde a concentração de tensões é muito alta, devido aos defeitos de superfície decorrentes da usinagem do instrumento e, em especial, aos altos valores de amplitudes de deformação a que os

instrumentos são submetidos. Esta alta concentração de tensões faz com que a extensão da região de propagação das trincas de fadiga seja muito pequena comparada à região de fratura final, como mencionado anteriormente (REED-HILL, 1992).

Outro aspecto a ser destacado na FIGURA 43 é o elevado número de trincas secundárias, sendo que cada trinca secundária cria uma nova rede de estrias de fadiga. Como observado por Hornbogen *et al.* (1990 e 2002), a presença de um grande número de contornos de variantes e de maclas na martensita pode dar origem à nucleação múltipla de pequenas trincas nas ligas NiTi. A rápida e múltipla nucleação de trincas secundárias resulta em um crescimento lento das mesmas, devido à dissipação de energia em um sistema de trincas altamente ramificado, e pode ser um dos mecanismos responsáveis pela lenta progressão de trincas de fadiga no sistema NiTi.

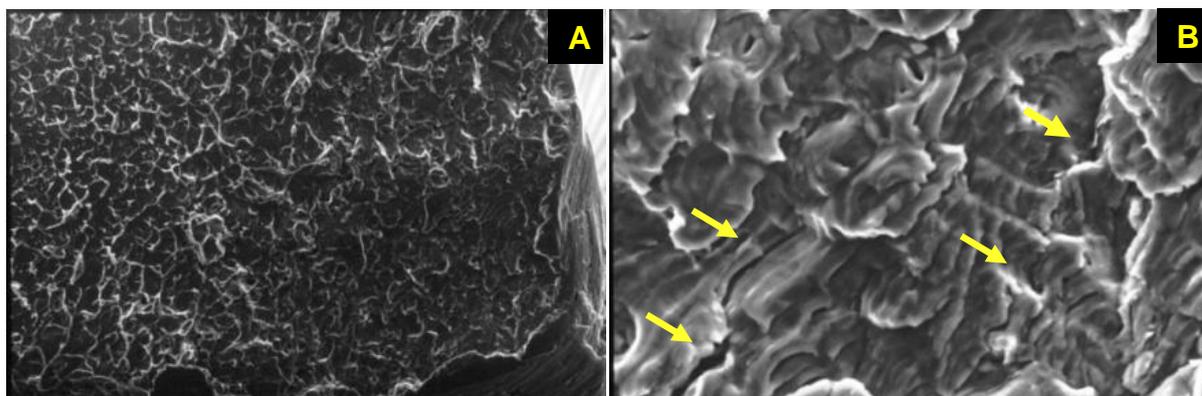


FIGURA 43 – Superfície de fratura de um instrumento Vortex ensaiado em fadiga até a ruptura (a) e detalhe da região lisa, com estrias de fadiga e trincas secundárias (b).

As superfícies de fratura dos metais que falham por fadiga apresentam características específicas que podem auxiliar na identificação da fadiga como causa provável da falha. Ao exame microscópico da superfície de fratura pode-se observar uma série de marcas paralelas, normalmente curvas, que ocorrem em função da propagação da trinca sob tensões alternadas. Estas marcas são chamadas de

“estrias de fadiga”, e as distâncias entre elas representam uma medida do avanço lento da trinca. Nem todo ciclo de tensão-deformação produz uma estria de fadiga, mesmo assim, as estrias de fadiga representam as posições sucessivas ocupadas pela frente de propagação da trinca nos ciclos de tensão sucessivos (REED-HILL, 1992). A presença das estrias de fadiga é evidência somente do crescimento intermitente da trinca, e não, necessariamente, significa que a falha tenha sido causada por fadiga (COURTNEY, 1990).

As principais características das superfícies de fratura foram a presença de pequenas regiões lisas, que corresponderam às áreas de propagação lenta das trincas e uma grande área fibrosa central, associada à ruptura final. A presença de uma grande densidade de trincas secundárias nas superfícies de fratura dos instrumentos indica que este padrão ramificado de trincas secundárias pode constituir um dos mecanismos dissipadores de energia responsáveis pela grande resistência à fadiga das ligas superelásticas empregadas na endodontia (HORNBOGEN, 1990).

6 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos neste trabalho dão suporte às conclusões abordadas a seguir:

- Os instrumentos de NiTi avaliados apresentaram composições químicas similares, aproximadamente equiatômicas, apropriadas para o desenvolvimento da superelasticidade. As análises de DRX e de DSC confirmaram que esses instrumentos apresentaram a austenita, fase β , como principal constituinte à temperatura ambiente. Entretanto, os instrumentos Vortex apresentaram um aumento relevante nas temperaturas de transformação de fase, indicando a possível presença da fase B19' coexistindo com a austenita à temperatura ambiente.
- Os instrumentos Vortex apresentaram valores de microdureza significativamente superiores aos dos instrumentos RaCe e PTU, indicando a ocorrência de endurecimento por precipitação (Ti_3Ni_4) durante o tratamento termomecânico do fio M-Wire.
- Todos os instrumentos avaliados apresentaram características dimensionais consistentes às exigências da especificação N° 28 da ADA e às relatadas pelos fabricantes.
- Nos ensaios de flexão a 45° os parâmetros diâmetro e área dos instrumentos apresentaram relação inversa com a flexibilidade. Os sistemas Vortex e RaCe apresentaram maior flexibilidade quando comparados aos instrumentos PTU.
- Os instrumentos Vortex apresentaram resistência à torção significativamente superior aos instrumentos RaCe e PTU com diâmetros e áreas a 3 mm da ponta semelhantes. Na comparação dos instrumentos mais calibrosos, foi constatada correlação direta entre os parâmetros dimensionais e a resistência torcional, com os instrumentos PTU F2 apresentando a maior resistência à torção entre os sistemas testados.

- Os instrumentos Vortex 25/.06 foram 87% e 63% mais resistentes em fadiga, quando comparados aos instrumentos RaCe 25/.06 e PTU F1, respectivamente. No grupo de maior calibre, os instrumentos Vortex 30/.06 apresentaram uma vida em fadiga 156% e 48% maior do que os instrumentos RaCe 30/.06 e PTU F2, respectivamente.
- Considerando que os três sistemas apresentaram geometria e diâmetro a 3 mm da ponta semelhantes, é provável que o tratamento termomecânico realizado no fio M-Wire tenha influenciado favoravelmente o comportamento mecânico dos instrumentos Vortex.

7 REFERÊNCIAS

ALAPATI, S. B.; BRANTLEY, W. A., SVEC, T. A., POWERS, J. M., NUSSTEIN, J. M., DAEHN, G. S. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *Journal of Endodontics*, v. 31, n. 1, p. 40-43, Jan. 2005.

ALAPATI, S. B.; BRANTLEY, W. A., IJIMA, M., CLARK, W., KOVARIK, L., BUIE, C., LIU, J., JOHNSON, W. B. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v. 35, n. 11, p. 1589-1593, Nov. 2009.

AL-HADLAQ, S. M. S.; ALJARBOU, F. A., ALTHUMAIRY, R. I. Evaluation of cyclic fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v. 36, n. 2, p. 305-307, Fev. 2010.

ALLAFI, J.K.; DLOUHY, A., EGGELER, G. Ni₄Ti₃-precipitation during aging of NiTi shape memory alloys and its influence on martensitic phase transformations. *Acta Materialia*, v. 50, n. 17, p. 4255-4274, Out. 2002.

ANDERSON, M. E.; PRICE, J. W. H., PARASHOS, P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 10, p. 1212-1216, Out. 2007.

AURICCHIO, F.; TAYLOR, R., LUBLINER, J. Shape memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, v.146, n. 3-4, p. 281-312, Jul. 1997.

AYDIN C, INAN U, TUNCA YM. Comparison of cyclic fatigue resistance of used and new RaCe instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v. 3, n. 109, p. 131-134, Mar. 2010.

BAHIA, M.G.A. *Resistência à fadiga e comportamento em torção de instrumentos endodônticos ProFile*. Tese (Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Minas, Ciência e Engenharia de Materiais), Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2004.

BAHIA, M.G.A.; BUONO, V.T.L. Decrease in fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.100, n. 2, p. 249-255, Ago. 2005.

BAHIA, M.G.A.; MARTINS, R.C., GONZALEZ, B.M., BUONO, V.T.L. Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v.38, n. 11, p. 795-801, Nov. 2005.

BAHIA, M.G.A.; GONZALES, B.M., BUONO, V.T.L. Fatigue behavior of nickel-titanium superelastic wires and endodontic instruments. *Fatigue Fract. Engeng. Mater. Struct.*, v. 29, n. 7, p. 518-523, Jul. 2006a.

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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v. 101, n. 5, p. 675-680, Mai. 2006b.

BAUMANN, M.A. Nickel-titanium: options and challenges. *The Dental Clinics of North America*, v. 48, n. 1, p. 55-67, Jan. 2004.

BAUMANN, M.A. Reamer with alternating cutting edges – Concept and clinical application. *Endodontics Topics*, v. 10, n. 1, p. 176-178, Mar. 2005.

BERENDT, C. Method of preparing Nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. US Patent Application 20070072147, 2007.

BERUTTI, B.; CHIANDUSSI, G., GAVIGLIO, I., IBBA, A. Comparative analysis of torsional and bending stress in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments. ProTaper versus ProFile. *Journal of Endodontics*, v. 29, n. 1, p. 15-19, Jan. 2003.

BERUTTI, E.; NEGRO, A.R., LENDINI, M., PASQUALINI, D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v. 30, n. 4, p. 228-230, Abr. 2004.

BLUM, J.Y.; COHEN, A., MACHTOU, P., MICALLEF, J.P. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v. 32, n. 1, p. 24-31, Jan. 1999a.

BLUM, J.Y.; MACHTOU, P., MICALLEF, J.P. Location of contact areas on rotary ProFile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *International Endodontic Journal*, v. 32, n. 2, p. 108-114, Mar. 1999b.

BOLGER, W.L.; GOUGH, R.W. Commentary on resistance to fracture by twisting: ANSI/ADA specification no 28 and no 58. *Journal of Endodontics*, v. 11, n. 6, p. 245-248, Jun. 1985.

BOOTH, J. R.; SCHEETZ, J. P., LEMONS, J. E., ELEAZER, D. A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but different radius when bound at the tip. *Journal of Endodontics*, v. 29, n. 1, p. 55-57, Jan. 2003.

BUONO, V.T.L.; MELO, M.C.C., BAHIA, M.G.A. Influência do acabamento superficial na resistência à fadiga de instrumentos endodônticos de Ni-Ti acionados a motor. *Metalurgia e Materiais*, v. 58, n. 1, p. 37-40, Jan. 2002.

CAMARA A.S.; MARTINS R.C., VIANA A.C.D., LEONARDO R.T., BUONO V.T.L., BAHIA M.G.A. Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper Universal rotary instruments assessed by mechanical tests. *Journal of Endodontics*, v. 35, n. 1, p. 113-116, Jan. 2009.

CHEUNG, G.S.P.; PENG, B., BIAN, Z., SHEN, Y., DARVELL, B.W. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International Endodontic Journal*, v. 38, n. 11, p. 802-809, Nov. 2005.

CHEUNG, G.S.P.; DARVELL, B.W. Low cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross sectional shapes. *International Endodontic Journal*, v.40, n. 8, p. 626-632, Ago. 2007.

CLAUDER, T.; BAUMANN, M.A. ProTaper NT system. *The Dental Clinics of North America*, v. 48, n. 1, p. 87-111, Jan. 2004.

COHEN, S. J.; GLASSMAN, G. D., MOUNCE, R. The mind set: between a rock and a hard place. *Oral Health Journal*, v. 25, n. 6, p. 1548-55, Nov. 2005.

COURTNEY, T.H. Mechanical behavior of materials. USA: McGraw Hill, 620p, 1990.

DAUSKARDT, R.H.; DUERIG, T.W., RITCHIE, R.O. Effects of *in situ* phase transformation on fatigue-crack propagation in Titanium-Nickel shape-memory alloys. In: OTSUKA, K.; SHIMIZU, K.; editors. *Proc MRS International Meeting on Advanced Materials*. v. 9. Pittsburgh: Materials Research Society; p. 243-249, 1989.

DIEMER, F.; CALAS, P. Effect of Pitch Length on the Behavior of Rotary Triple Helix Root Canal Instruments. *Journal of Endodontics*, v. 30, n. 10, p. 716-719, Out. 2004.

DIETER, G.E. *Mechanical Metallurgy*. 3. ed. New York: McGraw-Hill, 1986.

DIETZ, D. B.; DI FIORE, P. M., BAHCALL, J. K., LAUTENSCHLAGER, E. P. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, v. 26, n. 2, p. 68-71, Fev. 2000.

DUERIG, T.; ZADNO, G.R. An engineers perspective of pseudoelasticity. *Engineering aspects of shape memory alloys*, eds. T.W. Duerig et al., Londres: Butterworth-Heinemann, p. 369-393, 1990.

EGGELER, G.; HORNBOGEN, E., YAWNY, A., HECKMANN, A., WAGNER, M. Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering A*, v. 378, n. 1, p. 24-33, Jul. 2004.

FESSENDEN, S.D.; BYRNE B.E., CARTER J.M. Torsional testing of RaCe, K3 and ProFile nickel titanium endodontic files. *Journal of Endodontics*, v. 30, n. 4, p. 275, Abr. 2004.

FIGUEIREDO, A. M. G.; GONZALEZ, B. M., BUONO, V. T. L., MODENESI, P. J. Fatigue life curves of NiTi alloys the Z effect. *Materials Science Forum*, v. 643, n. 1, p. 69-77, Mar. 2010.

FKG RaCe – NiTi. La Chaux-de-Fonds, Suíça: FKG; 2010. Disponível em: <<http://www.fkg.ch/>>. Acesso em: 22 de Junho de 2010.

GALL, K.; MAIER, H.J. Cyclic deformation mechanism in precipitated NiTi shape memory alloys. *Acta Materialia*, v. 50, n. 18, p. 4643-4657, Out. 2002.

GAMBARINI, G. Torsional and cyclic fatigue testing of ProFile NiTi rotary instruments. *Smile Journal of Evolutionary Dentistry*, v. 2, n. 1, p. 4-14, Abr. 1999.

GAMBARINI, G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endodontics Dental Traumatology*, v. 16, n. 3, p. 95-100, Jun. 2000.

GAMBARINI, G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International Endodontic Journal*, v. 34, n. 5, p. 386-389, Jul. 2001a.

GAMBARINI, G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low and high-torque endodontic motors. *Journal of Endodontics*, v. 27, n. 12, p. 772-774, Dez. 2001b.

GAMBARINI, G. Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. *Australian Endodontic Journal*, v. 27, n. 3, p. 99-104, Dez. 2001c.

GAMBARINI, G.; GRANDE, N.M., PLOTINO, G., SOMMA, F., GARALA M., LUCA M.D., TESTARELLI, L. Fatigue resistance of Engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*, v. 34, n. 8, p. 1003-1005, Ago. 2008.

GAMBARINI, G.; POMPA, G., CARLO, S.D., LUCA, M.D., TESTARELLI, L. An initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method. *Australian Endodontic Journal*, v. 35, n. 2, p. 70-72, Ago. 2009.

GAMBARINI, G.; PLOTINO, G., GRANDE, N.M., AL-SUDANI, D., DE LUCA, M., TESTARELLI, L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *International Endodontic Journal*, v. 44, n. 4, p. 337-341, Abr. 2011.

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, n. 7, p. 1205-1209, Jul. 2010.

GLOSSON, C.R. A comparison of root canal preparations using NiTi hand, NiTi engine driven and K-Flex endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v. 21, n. 3, p. 146-151, Mar. 1995.

GRANDE, N.M.; PLOTINO, G., PECCI, R., BEDINI, R., MALAGNINO, V.A., SOMMA, F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *International Endodontic Journal*, v. 39, n. 10, p. 755–763, Oct. 2006.

GUILFORD, W.L.; LEMONS, J.E., ELEAZER, P.D.A. A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *Journal of Endodontics*, v. 31, n. 6, p. 468-470, Jun. 2005.

HAIKEL, Y.; SERFATY, R., BATEMAN, G., SENGER, B., ALLEMANN, C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v. 25, n. 6, p. 434-440, Jun. 1999.

HAYASHI, Y.; YONEYAMA, T., YAHATA, Y., MIYAI, K., DOI, H., HANAWA, T., EBIHARA, A., SUDA, H. Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v. 40, n. 4, p. 247–253, Abr. 2007.

HEROLD, K.S.; JOHNSON, B.R., WENCKUS, C.S. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 6, p. 712-714, Jun. 2007.

HILT, B.R.; CUNNINGHAM, C.J., SHEN, C., RICHARDS, N. Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *Journal of Endodontics*, v. 26, n. 2, p. 76-80, Fev. 2000.

HORNBOGEN, H. Fatigue of copper-based shape memory alloys. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, eds. T. W. Duerig et al., p. 267-282, 1990.

HORNBOGEN, H. Some effects of martensitic transformation on fatigue resistance. *Fatigue Fracture of Engineering Materials and Structures*, v. 25, n. 8, p. 785-790, Set. 2002.

IQBAL, M.K.; FIRIC, S., TULCAN, J., KARABUCAK, B., KIM, S. Comparison of apical transportation between ProFile and ProTaper NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v. 37, n. 6, p. 359-364, Jun. 2004.

IVERSON, G.W.; VonFRAUNHOFER, J.A., HERRMANN, J.W. The effects of various sterilization methods on the torsional strength of endodontic files. *Journal of Endodontics*, v. 11, n. 6, p. 266-268, Jun. 1985.

JAVAHERI, H.H.; JAVAHERI, G.H. A comparison of three NiTi rotary instruments in apical transportation. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 3, p. 284-286, Mar. 2007.

JOHNSON, E.; LLOYD, A., KUTTLER, S., NAMEROW, K. 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, n. 11, p. 1406-1409, Nov. 2008.

KELL, T.; AZARPAZHOOH, A., PETERS, O.A., EL-MOWAFY, O., TOMPSON, B., BASRANI, B. Torsional profiles of new and used 20/.06 GT series X and GT rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v. 35, n. 9, p. 1278-1281, Set. 2009.

KENNON, N.F.; DUNNE, D.P. Shape memory behaviour. *Metals forum*, v. 4, n. 3, p.130-134, 1981.

KIM, H.C.; KIM, H.J., LEE, C.J., KIM, B.M., PARK, J.K., VERSLUIS, A. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *International Endodontic Journal*, v. 42, n. 7, p. 593-602, Jul. 2009.

KIM, H.C.; YUM, J., HUR, B., CHEUNG, G.S.P. Cyclic Fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, v. 36, n. 1, p. 147-152, Jan. 2010.

KRAMKOWSKI, T.R.; BAHCALL, J. An in vitro comparison of *ProFile* GT and *ProFile* GT Series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, v. 35, n. 3, p. 404-407, Mar. 2009.

KUHN, G.; TAVERNIER, B., JORDAN, L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics*, v. 27, n. 8, p. 516-520, Ago. 2001.

KUHN, G.; JORDAN, L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontics instruments. *Journal of Endodontics*, v. 28, n. 10, p. 716-720, Out. 2002.

LARSEN, C.M.; WATANEBE, I., GLICKMAN, G.N., HE, J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v. 35, n. 3, p. 401-403, Mar. 2009.

LIU, Y.; VAN HUMBEECK, J., STALMANS, R., DELAEY, L. Some aspects of the properties of NiTi shape memory alloy. *Journal of Alloys and Compounds*, v. 247, n. 1, p. 115-121, Jan. 1997.

LIU, Y.; XIE, Z.L., VAN HUMBEECK, J., DELAY, L. Effect of texture orientation on the martensite deformation of NiTi shape memory alloy sheet. *Acta Materialia*, v. 47, n. 2, p. 645-650, Jan. 1999.

LOIZIDES, A.L.; KAKAVETSOS, V.D., TZANETAKIS, G.N., KONTAKIOTIS, E.G., ELIADES, G. A comparative study of the effects of two nickel-titanium preparation techniques on root canal geometry assessed by microcomputed tomography. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 12, p. 1455-1459, Dez. 2007.

LOPES, H.P.; MOREIRA, E.J.L., ELIAS, C.N., ALMEIDA, R.A., NEVES, M.S. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 1, p. 55-57, Jan. 2007.

MARTÍN, B.; ZELADA, G., VARELA, P., BAHILLO, J.G., MAGÁN, F., AHN, S., RODRÍGUEZ, C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v. 36, n. 4, p. 262-266, Abr. 2003.

MARTINS, R.C.; BAHIA, M.G.A., BUONO, V.T.L. Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray dispersive energy spectroscopy. *International Endodontic Journal*, v. 35, n. 10, p. 848-853, Out. 2002.

MARTINS, R.C.; BAHIA, M.G.A.; BUONO, V.T.L. The effect of sodium hypochlorite on the surface characteristics and fatigue resistance of nickel titanium endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v. 102, n. 4, p. 99-105, Out. 2006.

MARTINS, R.C. *Características físicas, estruturais e mecânicas de instrumentos endodônticos de NiTi ProTaper*. Tese (Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Minas), Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008.

MCKELVEY, A.L.; RITCHIE, R.O. Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory alloy Nitinol. *Metallurgical and Materials Transactions A*, v. 32A, p. 731-743, 2001.

MELO, M.C.C. *Avaliação da resistência á fadiga de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor*. Dissertação (Mestrado em Odontologia), Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 1999.

MELO, M.C.C.; BAHIA, M.G.A., BUONO, V.T.L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v. 28, n. 11, p. 765-769, Nov. 2002.

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, n. 4, p. 329-338, Abr. 2008.

MELTON, K.N. Ni-Ti based shape memory alloys. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, Londres, p. 21-35, 1990.

MISERENDINO, L.J. *Instruments, materials and devices*. In: Cohen S., Burns R.C., eds Pathway of the pulp. 5 ed. St. Louis: Mosby Year book, p. 377-413, 1991.

MIYAI, K.; EBIHARA, A., HAYASHI, Y., DOI, H., SUDA, H., YONEYAMA, T. Influence of phase transformations on the torsional and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v. 39, n. 2, p. 119-126, Fev. 2006.

MIYAZAKI, S.; OTSUKA, K., SUZUKI, Y. Transformation pseudoelasticity and behavior in a Ti-50.6at%Ni alloy. *Scripta Metallurgica*, v. 15, n. 3, p. 287-292, 1981.

MIYAZAKI, S.; OHMI, Y., OTSUKA, K., SUZUKI, Y. Characteristics of deformation and transformation pseudoelasticity in Ti-Ni alloys. *Journal of Physique*, Supplement 12, v. 43, p. 255-260, Dez. 1982.

MIYAZAKI, S.; IMAI, T., IGO, Y., OTSUKA, K. Effect of cyclic deformation on the pseudoelasticity characteristics of Ti-Ni alloys. *Metallurgical Transactions A*, v. 17A, n. 1, p. 115-120, 1986.

MIYAZAKI, S; SUIZU, K., OTSUKA, K., TAKASHIMA, T. Effect of various factors on fatigue crack propagation rate in Ti-Ni alloys. *MRS International Meeting on Advanced Materials*, v. 9, p. 263-268, 1989.

MIZE, S.B.; CLEMENT, D.J., PRUETT, J.P., CARNES, D.L. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v. 24, n. 12, p. 843-847. Dez. 1998.

MURGEL, C.A.; WALTON, R.E., RITTMAN, B., PÉCORA, J.D. A comparison of techniques for cleaning endodontic files after usage: a quantitative scanning electron microscopy study. *Journal of Endodontics*, v. 16, n. 5, p. 214-217, Mai. 1990.

OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M. *Shape Memory Materials*, Cambridge: Cambridge Univ. Press, 1998, Inglaterra, cap. 1, p.1-26.

OTSUKA, K.; REN, X. Martensitic transformations in nonferrous shape memory alloys. *Materials Science and Engineering*, v. 273-275, n. 15, p. 89-105, Dez. 1999.

OTSUKA, K.; REN, X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science*, v. 50, n. 5, p. 511-678, Jul. 2005.

PAQUÉ, F.; MUSCH, U., HÜLSMANN, M. Comparison of root canal preparation using Race and ProTaper rotary NiTi instruments. *International Endodontic Journal*, v. 38, n. 1, p. 8-16, Jan. 2005.

PARASHOS, P.; MESSER, H. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of Endodontics*, v. 32, n. 11, p. 1031-1043, Nov. 2006.

PATIÑO, P.V.; BIEDMA, B.M., LIÉBANA, C.R., CANTATORE, G., BAHILLO, J.G. The influence of manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v. 31, n. 2, p. 114-116, Fev. 2005.

PEIXOTO, I.F.C.; PEREIRA, E.S.J., SILVA, J.G., VIANA, A.C.D., BUONO, V.T.L., BAHIA, M.G.A. Flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT and ProFile GT series X instruments. *Journal of Endodontics*, v. 35, n. 4, p. 741-744, Abr. 2010.

PENG, B.; SHEN, Y., CHEUNG, G.S.P., XIA, T.J. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *International Endodontic Journal*, v. 38, n. 8, p. 550-527, Ago. 2005.

PETERS, O.A.; BARBAKOW, F. Dynamic torque and apical forces of *ProFile .04* rotary instruments during preparation of curved canals. *International Endodontic Journal*, v. 35, n. 4, p. 379-389, Jan. 2002.

PETERS, O.A.; PETERS, C.I., SCHÖNENBERGER, K., BARBAKOW, F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *International Endodontic Journal*, v. 36, n. 2, p. 93-99, Fev. 2003.

PETERS, O.A.; BOESSIER, C., ZEHNDER, M. Effect of liquid and paste-type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *International Endodontic Journal*, v. 38, n. 4, p. 223-229, Abr. 2005.

PETERS, O.A.; ROEHLIKE, J.A., BAUMANN, M.A. Effect of Immersion in Sodium Hypochlorite on Torque and Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Instruments. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 5, p. 589-593, Mai. 2007.

PLOTINO, G.; GRANDE, N.M., SORCI, E., MALAGNINO, V.A., SOMMA, F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v. 39, n. 9, p. 716-723, Set. 2006.

PLOTINO, G.; GRANDE, N.M., CORDARO, M., TESTARELLI, L., GAMBARINI, G. A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, v. 35, n. 11, p. 1469-76, Nov. 2009.

PROKOSHKIN, S.D.; KAPUTKINA, L.M., KHMELEVSKAYA, I.Y., MOROZOVA, T.V. Martensitic transformations and shape memory effect in thermomechanically treated Ti-Ni alloys. *Journal of Physique IV*, v. 5, p. C8-563-568, 1995.

PRUETT, J.P.; CLEMENT, D.J., CARNES, D.L. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v. 23, n. 2, p. 77-85, Fev. 1997.

RAY, J.J.; KIRKPATRICK, T.C., RUTLEDGE, R.E. Cyclic fatigue of Endosequence and K3 rotary files in a dynamic model. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 12, p. 1469-1472, Dez. 2007.

REED-HILL, R.E. *Physical Metallurgy Principles*, 3ed., Van Nostrand, New York, p. 672, 1992.

RHODES, S.C.; HULSMANN, M., MCNEAL, S.F., BECK, P., ELEAZER, P.D. Comparison of root canal preparation using reciprocating Safesiders stainless steel and Vortex nickel-titanium instruments. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, v. 111, n. 5, p. 659-667, Mai. 2011.

ROANE, J.B.; SABALA, C.L., DUNCANSON, M.G. The "Balanced Force" concept for instrumentation of curved canals. *Journal of Endodontics*, v. 11, n. 5, p. 203-211, Mai. 1985.

RUDDLE, C.J. The ProTaper Endodontic System: geometries, features, and guidelines for use. *Dentistry Today*, v. 20, n. 10, p. 60-67, Out. 2001.

RUDDLE, C.J. Nickel-Titanium rotary instruments: current concepts for preparing the root canal system. *Australian Endodontic Journal*, v. 29, n. 2, p. 87-98, Ago. 2003.

RUSSEL, S.M. Nitinol melting and fabrication. *SMST-Conference Proceedings*, p. 1-9, 2000.

SABURI, T.; TATSUMI, T., NENNO, S. Effects of heat treatment on mechanical behavior of Ti-Ni alloys. *Journal of Physique*, Supplement 12, v. 43, p. 261-266, 1982.

SABURI, T. TiNi shape memory alloys. In: OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M. *Shape Memory Materials*, Cambridge: Cambridge Univ. Press, Inglaterra, 289p., 1998.

SATTAPAN, B.; PALAMARA, J.E.A., MESSER, H.H. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, v. 25, n. 3, p. 156-160, Mar. 2000a.

SATTAPAN, B.; NERVO, G.J., PALAMARA, J.E., MESSER, H.H. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*, v. 26, n. 3, p. 161-165. Mar. 2000b.

SCHAFER, E.; TEPEL, J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. *Journal of Endodontics*, v. 27, n. 4, p. 299-303, Abr. 2001.

SCHAFER, E.; DZEPINA, A., DANESH, G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, v. 96, n. 6, p. 757-763, Dez. 2003.

SCHAFER, E; VLASSIS, M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *International Endodontic Journal*, v. 37, n. 4, p. 229-238, Abr. 2004.

SCHRADER, C.; PETERS, O.A. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *Journal of Endodontic*, v. 31, n. 2, p. 120-123, Fev. 2005.

SERENE, T.P.; ADAMS, J.D., SAXENA, A. *Nickel-Titanium instruments: Applications in Endodontics*. St. Louis, MO, USA: Ishiaku EuroAmerica, Inc., 1995.

SHEN, Y.; WINESTOCK, E., CHEUNG, G.S., HAAPASALO, M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 4: an electropolished instrument. *Journal of Endodontic*, v. 35, n. 2, p. 197-201, Fev. 2009.

SOTOKAWA, T. An analysis of clinical breakage of root canal instruments. *Journal of Endodontics*, v. 14, n. 2, p. 75-82, Fev. 1988.

SOUZA, S.A. *Ensaio mecânicos de materiais metálicos*, 5a edição, Editora Edgard Blücher Ltda., São Paulo, 1995.

SVEC, T.A.; POWERS, J.M. Effects of simulated clinical conditions on nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, v. 25, n. 11, p. 759-760, Nov. 1999.

TABANLI, R.M. Mean stress effects on fatigue of NiTi. *Material Science and Engineering A*, v. 273-275, n. 15, p. 644-648, Dez. 1999.

TF: The Twisted File brochure. Orange, CA: SybronEndo; 2008. Disponível em: <<http://www.tfwithrphase.com/>>. Acesso em: 22 de junho de 2010.

THOMPSON, S.A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, v. 33, n. 4, p. 297-310, Jul. 2000.

TRUPI, T.R.; BONACCORSO, A., CONDORELLI, G.G. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, v. 102, n. 4, p. 106-114, Out. 2006.

TURPIN, Y.L.; CHAGNEAU, F., VULCAIN, J.M. Impact of theoretical cross-sections on torsional and bending stress of nickel-titanium root canal instrument models. *Journal of Endodontics*, v. 26, n. 7, p. 414-417, Jul. 2000.

ULMANN, C.J.; PETERS, O.A. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v. 31, n. 3, p. 183-186, Mar. 2005.

UYANIK, M.O.; CEBRELI, Z.C., MOCAN, B.O., DAGLI, F.T. Comparative evaluation of three nickel-titanium instrumentation systems in human teeth using computed tomography. *Journal of Endodontics*, v. 32, n. 7, p. 668-671, Jul. 2006.

VELTRI, M.; MOLLO, A., PINI, P.P., GHELLI, L.F., BALLERI, P. In vitro comparison of shaping abilities of ProTaper and GT rotary files. *Journal of Endodontics*, v. 30, n. 3, p. 163-166, Mar. 2004.

VIANA, A.C.D.; GONZALEZ, B.M., BUONO, V.T.L., BAHIA, M.G.A. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v. 39, n. 9, p. 709-715, Set. 2006.

VIANA, A.C.D.C. *Influência do uso clínico simulado sobre a flexibilidade de diferentes sistemas endodônticos de NiTi*. Tese (Doutorado em Odontologia), Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.

VIEIRA E.P.; FRANÇA E.C., MARTINS R.C., BUONO V.T.L., BAHIA, M.G.A. Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal*, v. 41, n. 2, p. 163-172, Fev. 2008.

VIEIRA, E.P.; NAKAGAWA, R.K.L., BUONO, V.T.L., BAHIA, M.G.A. Torsional behaviour of rotary NiTi ProTaper Universal instruments after multiple clinical use. *International Endodontic Journal*, v. 42, n. 10, p. 947-953, Out. 2009.

WALIA, H.; BRANTLEY, W.A., GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, v. 14, n. 7, p. 346-351, Jul. 1988.

WAYMAN, C.M. Some applications of shape-memory alloys. *Journal of Metals*, v. 32, p. 129-137, Jun. 1980.

WAYMAN, C.M.; DUERIG, T.W. An introduction to martensite and shape memory. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, p. 3-20, 1990.

WEI, X.; LING, J., JIANG, J., HUANG, X. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 3, p. 276-279, Mar. 2007.

WILDEY, W.L.; SENIA, E.S. A new root instrument and instrumentation technique: a preliminary report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v. 67, n. 2, p. 198-207, Fev. 1989.

WILDEY, W.; SENIA, S., MONTGOMERY, S. Another look at root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v. 74, n. 4, p. 499-507, Out. 1992.

WILKES, K.E.; LIAW, P.K. The fatigue behavior of shape-memory alloys. *Journal of the Minerals*, v. 52, n. 10, p. 45-51, 2000.

WOLCOTT, J.; HIMEL V.T. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *Journal of Endodontics*, v. 23, n. 4, p. 217-220, Abr. 1997.

WOLCOTT, S.; WOLCOTT, J., ISHLEY, D., KENNEDY, W., JOHNSON, S., MINNICH, S., MEYERS, J. Separation incidence of ProTaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *Journal of Endodontics*, v. 32, n. 12, p. 1139-1141, Dez. 2006.

XU, X.; ZHENG, Y. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *Journal of Endodontics*, v. 32, n. 4, p. 372-375, Abr. 2006.

YAHATA, Y.; YONEYAMA, T., HAYASHI, Y., EBIHARA, A., DOI, H., HANAWA, T., SUDA, H. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending

properties of nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v. 42, n. 7, p. 621-626. Jul. 2009.

YANG, G.B.; ZHOU, X.D., ZHANG, H., WU, H.K. Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in simulated root canals. *International Endodontic Journal*, v. 39, n. 10, p. 791-799, Oct. 2006.

YANG, G.B.; ZHOU, X.D., ZHENG, Y.L., ZHANG, H., SHU, Y., WU, H.K. Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*, v. 40, n. 9, p. 707-714, Set. 2007.

YARED, G.M.; BOU DAGHER, F.E., MATCHOU, P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use. *International Endodontic Journal*, v. 32, n. 2, p. 115-119, Mar. 1999.

YARED, G.M.; BOU DAGHER, F.E., MACHTOU, P. Failure of Profile instruments used with high and low torque Motors. *International Endodontic Journal*, v. 34, n. 6, p. 471-475, Set. 2001a.

YARED, G.M.; BOU DAUGHER, F.E., MACHTOU, P. Influence of rotational speed, torque and operator`s proficiency on Profile failures. *International Endodontic Journal*, v. 34, n. 1, p. 47-53, Jan. 2001b.

YARED, G.; SLEIMAN, P. Failure of ProFile instruments used with air, high torque control and low torque control motors. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, v. 93, n. 1, p. 92-96, Jan. 2002.

YARED, G.; BOU DAUGHER, F., KULKARNI, K. Influence of torque control motors and the operator`s proficiency on ProTaper failures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v. 96, n. 2, p. 229-233, Ago. 2003.

YARED, G. In vitro study of torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, v. 6, n. 6, p. 410-412, Jun. 2004.

ZINELIS, S.; DARABARA, M., TAKASE, T., OGANE, K., PARADIMITRIOU, G.D. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium Rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, v. 103, n. 6, p. 843-847, Jun. 2007.

8 - APÊNDICES

APÊNDICE A

RESULTADOS MEDIDAS DE COMPRIMENTO DE *PITCH*Instrumentos *Vortex 25/0.06*

mm	Vortex 25/.06 de 1 a 12												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,434	0,467	0,406	0,445	0,417	0,434	0,445	0,459	0,398	0,410	0,434	0,430	0,432	0,019
2	0,703	0,728	0,637	0,738	0,681	0,706	0,701	0,755	0,683	0,690	0,697	0,710	0,702	0,028
3	0,895	0,88	0,868	0,912	0,873	0,891	0,913	0,949	0,862	0,860	0,919	0,870	0,891	0,025
4	1,121	1,098	1,121	1,130	1,11	1,109	1,087	1,092	1,087	1,060	1,131	1,080	1,102	0,020
5	1,242	1,283	1,275	1,260	1,275	1,277	1,250	1,276	1,199	1,210	1,293	1,260	1,258	0,027
6	1,429	1,467	1,473	1,456	1,462	1,446	1,402	1,505	1,388	1,400	1,495	1,430	1,446	0,034
7	1,665	1,685	1,604	1,657	1,692	1,663	1,663	1,714	1,648	1,620	1,646	1,640	1,658	0,028
8	1,989	2,087	2,000	2,097	2,011	2,054	2,022	2,010	1,969	1,910	1,970	2,000	2,010	0,048
9	2,549	2,620	2,593	2,629	2,593	2,609	2,565	2,571	2,469	2,490	2,687	2,520	2,575	0,057
10	3,352	3,304	3,319	3,265	3,220	3,217	3,239	3,214	3,276	3,235	3,217	3,280	3,262	0,042

RESULTADOS MEDIDAS DE COMPRIMENTO DE *PITCH*

Instrumentos *RaCe 25/0.06*

mm	RaCe 25/0.06 de 1 a 12												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	1,120	0,810	1,120	1,130	0,974	0,840	0,850	0,850	0,820	0,860	0,840	0,810	0,919	0,120
2	1,810	1,610	1,850	1,790	1,633	1,480	1,610	1,570	1,600	1,530	1,430	1,350	1,605	0,140
3	2,075	1,810	2,000	2,040	1,786	1,620	1,820	1,790	1,790	1,720	1,230	1,250	1,744	0,249
4	2,380	1,890	2,390	2,370	2,000	1,840	2,420	2,390	2,340	2,040	2,080	2,020	2,180	0,203
5	2,340	2,350	2,370	2,390	2,378	2,340	2,210	2,020	1,910	2,060	2,360	2,370	2,258	0,154
6	3,060	2,560	3,050	2,930	2,602	2,630	2,865	2,820	2,870	2,700	2,500	2,440	2,752	0,193
7	3,420	3,670	3,420	3,690	3,724	3,680	3,420	3,630	3,650	3,630	3,340	3,160	3,536	0,164

RESULTADOS MEDIDAS DE COMPRIMENTO DE *PITCH*

Instrumentos PTU F1

mm	PTU F1 de 1 a 12												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,764	0,749	0,720	0,764	0,715	0,779	0,739	0,764	0,720	0,725	0,839	0,759	0,753	0,032
2	0,877	0,839	0,800	0,823	0,872	0,869	0,829	0,872	0,879	0,823	0,949	0,849	0,857	0,036
3	0,999	0,969	0,960	0,999	0,911	1,019	0,979	0,960	0,969	0,960	1,029	0,969	0,977	0,029
4	1,088	1,079	1,055	1,068	1,019	1,119	1,039	1,048	1,049	1,029	1,109	1,069	1,064	0,028
5	1,181	1,139	1,150	1,127	1,088	1,129	1,149	1,156	1,189	1,117	1,219	1,149	1,149	0,032
6	1,328	1,279	1,245	1,254	1,284	1,349	1,269	1,284	1,279	1,274	1,379	1,239	1,289	0,039
7	1,589	1,439	1,395	1,441	1,352	1,469	1,409	1,421	1,419	1,362	1,529	1,419	1,437	0,061
8	1,646	1,609	1,535	1,519	1,568	1,599	1,559	1,548	1,589	1,539	1,649	1,559	1,577	0,039
9	1,759	1,749	1,665	1,784	1,666	1,759	1,699	1,803	1,739	1,725	1,799	1,709	1,738	0,043
10	1,984	1,859	1,870	1,813	1,735	1,869	1,829	1,725	1,779	1,784	1,839	1,809	1,825	0,064
11	2,121	2,009	1,950	1,931	1,901	2,009	1,919	1,931	1,929	1,911	2,039	1,919	1,964	0,061
12	0,764	0,749	0,720	0,764	0,715	0,779	0,739	0,764	0,720	0,725	0,839	0,759	0,753	0,032

RESULTADOS MEDIDAS DE COMPRIMENTO DE *PITCH*

Instrumentos *Vortex 30/06*

mm	Vortex 30/06 de 1 a 12												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,700	0,652	0,695	0,533	0,655	0,619	0,555	0,588	0,587	0,610	0,530	0,551	0,606	0,055
2	0,866	0,826	0,847	0,827	0,855	0,826	0,844	0,811	0,847	0,850	0,826	0,806	0,836	0,017
3	1,000	0,978	1,000	0,938	0,966	0,967	0,933	0,944	0,978	1,020	0,959	0,938	0,968	0,026
4	1,211	1,130	1,098	1,144	1,167	1,163	1,144	1,122	1,109	1,130	1,122	1,112	1,138	0,029
5	1,400	1,370	1,359	1,328	1,389	1,337	1,356	1,367	1,435	1,320	1,347	1,357	1,364	0,030
6	1,644	1,609	1,663	1,633	1,700	1,576	1,589	1,567	1,609	1,620	1,571	1,582	1,614	0,038
7	2,044	2,022	2,022	1,989	2,067	2,043	2,011	1,989	2,065	2,020	1,990	1,959	2,018	0,030
8	2,844	2,674	2,696	2,578	2,778	2,696	2,656	2,656	2,739	2,680	2,612	2,622	2,686	0,068
9	3,489	3,565	3,522	3,472	3,589	3,543	3,467	3,433	3,565	3,515	3,500	3,429	3,507	0,048

RESULTADOS MEDIDAS DE COMPRIMENTO DE *PITCH*

Instrumentos *RaCe 30/0.06*

mm	RaCe 30/0.06 de 1 a 12												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,850	0,850	0,850	0,830	0,840	0,940	0,900	0,890	0,860	0,820	0,840	0,800	0,856	0,035
2	1,630	1,430	1,580	1,500	1,380	1,600	1,380	1,240	1,400	1,680	1,500	1,540	1,488	0,117
3	1,830	1,420	1,790	1,540	1,280	1,820	1,260	1,300	1,280	1,880	1,660	1,720	1,565	0,226
4	2,380	1,980	2,300	1,840	2,020	2,440	2,080	1,940	2,060	2,300	1,820	1,700	2,072	0,218
5	2,270	2,380	2,040	2,360	2,380	2,350	2,340	2,380	2,380	2,410	2,300	2,400	2,333	0,092
6	2,920	2,530	2,680	2,610	2,520	2,820	2,500	2,400	2,510	2,880	2,640	2,620	2,636	0,150
7	3,360	3,640	3,680	3,690	3,330	3,590	3,320	3,080	3,380	3,420	3,690	3,690	3,489	0,185

RESULTADOS MEDIDAS DE COMPRIMENTO DE *PITCH*

Instrumentos *PTU F2*

mm	PTU F2 de 1 a 12												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,755	0,887	0,879	0,809	0,908	0,769	0,849		0,894		0,857		0,845	0,050
2	0,918	0,938	0,969	0,969	1,020	0,939	0,959	0,929	0,989	0,901	0,979	0,897	0,951	0,034
3	1,040	1,081	1,089	1,059	1,091	1,059	1,059	1,039	1,139	0,999	1,071	1,061	1,066	0,031
4	1,173	1,193	1,219	1,179	1,244	1,179	1,179	1,109	1,239	1,127	1,204	1,153	1,183	0,038
5	1,316	1,295	1,379	1,339	1,367	1,249	1,329	1,289	1,409	1,254	1,346	1,285	1,321	0,046
6	1,449	1,499	1,479	1,469	1,550	1,429	1,459	1,409	1,549	1,382	1,479	1,408	1,463	0,049
7	1,601	1,652	1,669	1,619	1,703	1,599	1,639	1,539	1,739	1,548	1,673	1,601	1,632	0,055
8	1,816	1,816	1,889	1,799	1,887	1,769	1,819	1,729	1,939	1,715	1,846	1,744	1,814	0,063
9	1,989	2,101	2,169	2,089	2,214	2,029	2,109	1,979	2,219	1,931	2,091	2,010	2,078	0,085
10	2,367	2,377	2,489	2,389	2,520	2,339	2,379	2,259	2,389	2,264	2,428	2,295	2,375	0,074

APÊNDICE B

RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA

Instrumentos *Vortex* 25/0.06

mm	Vortex 25/0.06 de 1 a 12												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,298	0,301	0,320	0,318	0,302	0,315	0,315	0,313	0,314	0,303	0,313	0,313	0,310	0,007
2	0,353	0,360	0,385	0,379	0,357	0,380	0,369	0,373	0,360	0,358	0,378	0,368	0,368	0,010
3	0,429	0,414	0,434	0,434	0,412	0,434	0,423	0,434	0,417	0,424	0,434	0,434	0,427	0,008
4	0,478	0,467	0,489	0,483	0,472	0,494	0,478	0,479	0,474	0,469	0,494	0,494	0,481	0,009
5	0,527	0,505	0,532	0,522	0,527	0,538	0,527	0,525	0,515	0,515	0,540	0,545	0,527	0,011
6	0,570	0,569	0,592	0,576	0,554	0,587	0,587	0,575	0,567	0,565	0,590	0,596	0,577	0,012
7	0,619	0,607	0,646	0,626	0,609	0,641	0,641	0,636	0,623	0,626	0,636	0,651	0,630	0,013
8	0,679	0,666	0,690	0,686	0,670	0,712	0,695	0,691	0,680	0,676	0,707	0,702	0,688	0,013
9	0,739	0,731	0,750	0,747	0,730	0,777	0,760	0,742	0,752	0,747	0,772	0,767	0,751	0,014
10	0,815	0,790	0,820	0,807	0,807	0,842	0,831	0,813	0,824	0,823	0,833	0,828	0,819	0,013
11	0,880	0,854	0,891	0,879	0,868	0,923	0,896	0,883	0,876	0,878	0,919	0,893	0,887	0,018
12	0,940	0,919	0,962	0,945	0,917	0,983	0,972	0,944	0,943	0,944	0,984	0,954	0,951	0,020
13	1,000	0,994	1,016	1,000	0,972	1,043	1,033	1,000	1,005	1,020	1,045	1,025	1,013	0,020
14	1,050	1,050	1,065	1,044	1,038	1,098	1,087	1,066	1,067	1,086	1,101	1,091	1,070	0,020
15	1,100	1,102	1,125	1,099	1,115	1,152	1,147	1,121	1,129	1,141	1,152	1,162	1,129	0,020
16	1,170	1,156	1,190	1,165	1,198	1,212	1,201	1,177	1,180	1,197	1,202	1,212	1,188	0,017

RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA

Instrumentos RaCe 25/0.06

mm	RaCe 25/0.06 de 1 a 12												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,306	0,289	0,290	0,295	0,295	0,295	0,295	0,320	0,290	0,310	0,265	0,295	0,295	0,012
2	0,387	0,377	0,370	0,380	0,380	0,387	0,375	0,395	0,365	0,375	0,355	0,380	0,377	0,010
3	0,438	0,431	0,430	0,445	0,450	0,433	0,435	0,455	0,425	0,440	0,410	0,425	0,435	0,011
4	0,505	0,509	0,500	0,520	0,510	0,515	0,520	0,530	0,475	0,510	0,485	0,500	0,507	0,014
5	0,576	0,578	0,575	0,580	0,575	0,571	0,565	0,575	0,570	0,565	0,545	0,555	0,569	0,009
6	0,632	0,622	0,625	0,620	0,630	0,627	0,640	0,660	0,640	0,655	0,585	0,605	0,628	0,019
7	0,688	0,681	0,670	0,670	0,680	0,693	0,695	0,720	0,675	0,715	0,665	0,690	0,687	0,016
8	0,750	0,750	0,740	0,735	0,730	0,739	0,750	0,770	0,745	0,755	0,730	0,755	0,746	0,011
9	0,801	0,799	0,800	0,795	0,805	0,780	0,820	0,840	0,825	0,820	0,775	0,800	0,805	0,017
10	0,852	0,843	0,845	0,845	0,860	0,867	0,885	0,900	0,870	0,875	0,830	0,875	0,862	0,019
11	0,913	0,906	0,920	0,915	0,910	0,928	0,945	0,945	0,915	0,930	0,895	0,945	0,922	0,015
12	0,979	0,975	0,980	0,970	0,985	0,984	0,975	0,975	0,975	0,975	0,945	1,010	0,977	0,013
13	1,020	1,044	1,045	1,035	1,060	1,020	1,020	1,005	1,030	1,025	0,990	1,040	1,028	0,017
14	1,066	1,083	1,085	1,070	1,110	1,066	1,065	1,040	1,080	1,080	1,035	1,075	1,071	0,018
15	1,092	1,108	1,120	1,110	1,150	1,117	1,110	1,090	1,115	1,125	1,090	1,115	1,112	0,015
16	1,122	1,137	1,150	1,150	1,175	1,173	1,145	1,140	1,140	1,160	1,150	1,155	1,150	0,014

RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA

Instrumentos *PTU F1*

mm	PTU F1 de 1 a 12												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,265	0,270	0,259	0,260	0,255	0,265	0,265	0,265	0,265	0,270	0,265	0,265	0,264	0,004
2	0,340	0,345	0,343	0,338	0,333	0,340	0,345	0,345	0,341	0,347	0,341	0,345	0,342	0,004
3	0,420	0,410	0,411	0,407	0,407	0,410	0,410	0,410	0,408	0,413	0,408	0,410	0,410	0,003
4	0,480	0,475	0,465	0,465	0,470	0,470	0,475	0,465	0,469	0,474	0,469	0,475	0,471	0,004
5	0,540	0,535	0,519	0,519	0,529	0,530	0,525	0,525	0,530	0,530	0,530	0,525	0,528	0,006
6	0,595	0,585	0,573	0,583	0,583	0,590	0,580	0,580	0,586	0,592	0,586	0,580	0,584	0,006
7	0,655	0,645	0,632	0,637	0,642	0,645	0,645	0,645	0,648	0,643	0,648	0,645	0,644	0,005
8	0,710	0,695	0,691	0,696	0,701	0,700	0,705	0,695	0,709	0,699	0,709	0,705	0,701	0,006
9	0,765	0,755	0,740	0,754	0,755	0,750	0,765	0,760	0,760	0,755	0,760	0,765	0,757	0,007
10	0,815	0,790	0,799	0,813	0,808	0,810	0,825	0,815	0,811	0,811	0,811	0,825	0,811	0,009
11	0,865	0,840	0,843	0,862	0,848	0,865	0,865	0,860	0,867	0,862	0,867	0,865	0,859	0,009
12	0,915	0,910	0,892	0,911	0,892	0,910	0,905	0,910	0,918	0,908	0,918	0,905	0,908	0,008
13	0,960	0,960	0,946	0,960	0,946	0,955	0,955	0,955	0,959	0,954	0,959	0,955	0,955	0,005
14	1,020	1,035	0,990	1,010	1,010	1,010	1,005	1,005	1,015	1,026	1,015	1,005	1,012	0,011
15	1,090	1,100	1,054	1,074	1,069	1,070	1,070	1,055	1,071	1,082	1,071	1,070	1,073	0,012
16	1,155	1,150	1,123	1,142	1,127	1,130	1,130	1,130	1,138	1,138	1,138	1,130	1,136	0,009

RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA

Instrumentos *Vortex* 30/0.06

mm	Vortex 30/.06 de 1 a 12												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,350	0,340	0,316	0,362	0,346	0,346	0,361	0,355	0,372	0,324	0,352	0,345	0,347	0,014
2	0,405	0,401	0,368	0,417	0,401	0,406	0,416	0,416	0,433	0,391	0,413	0,396	0,405	0,015
3	0,472	0,461	0,423	0,472	0,467	0,467	0,483	0,477	0,488	0,448	0,464	0,453	0,465	0,016
4	0,538	0,516	0,483	0,533	0,522	0,522	0,538	0,538	0,550	0,515	0,520	0,505	0,523	0,017
5	0,594	0,582	0,533	0,593	0,571	0,576	0,605	0,605	0,605	0,567	0,586	0,567	0,582	0,019
6	0,655	0,637	0,604	0,648	0,611	0,642	0,666	0,661	0,666	0,634	0,642	0,623	0,641	0,019
7	0,711	0,697	0,659	0,719	0,686	0,708	0,727	0,722	0,716	0,695	0,704	0,690	0,703	0,017
8	0,772	0,769	0,725	0,780	0,758	0,780	0,788	0,777	0,788	0,768	0,765	0,747	0,768	0,017
9	0,844	0,829	0,796	0,840	0,818	0,840	0,850	0,838	0,855	0,829	0,836	0,819	0,833	0,015
10	0,905	0,890	0,851	0,895	0,873	0,895	0,911	0,900	0,911	0,886	0,903	0,881	0,892	0,016
11	0,966	0,956	0,906	0,961	0,920	0,958	0,966	0,966	0,972	0,948	0,964	0,953	0,953	0,018
12	1,028	1,016	0,972	1,016	0,989	1,027	1,033	1,033	1,028	1,015	1,020	1,021	1,017	0,017
13	1,089	1,082	1,044	1,060	1,049	1,093	1,094	1,094	1,083	1,082	1,071	1,077	1,077	0,016
14	1,144	1,148	1,110	1,126	1,125	1,154	1,156	1,156	1,144	1,149	1,133	1,129	1,140	0,014
15	1,206	1,209	1,181	1,198	1,203	1,209	1,211	1,217	1,194	1,211	1,204	1,180	1,202	0,011
16	1,267	1,269	1,247	1,264	1,286	1,264	1,267	1,272	1,244	1,273	1,276	1,232	1,263	0,014

RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA

Instrumentos RaCe 30/0.06

mm	RaCe 30/0.06 de 1 a 12												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,355	0,345	0,355	0,362	0,348	0,367	0,350	0,345	0,360	0,340	0,345	0,330	0,350	0,009
2	0,435	0,430	0,430	0,418	0,411	0,428	0,425	0,430	0,440	0,430	0,435	0,425	0,428	0,007
3	0,490	0,480	0,490	0,484	0,480	0,510	0,490	0,475	0,490	0,480	0,485	0,455	0,484	0,012
4	0,565	0,565	0,560	0,540	0,534	0,571	0,565	0,535	0,565	0,555	0,565	0,550	0,556	0,012
5	0,610	0,615	0,610	0,617	0,602	0,632	0,610	0,615	0,620	0,625	0,620	0,620	0,616	0,007
6	0,670	0,660	0,685	0,683	0,676	0,724	0,675	0,660	0,675	0,655	0,685	0,665	0,676	0,017
7	0,735	0,715	0,745	0,734	0,730	0,760	0,725	0,720	0,730	0,710	0,750	0,740	0,733	0,013
8	0,795	0,770	0,800	0,780	0,789	0,801	0,770	0,780	0,785	0,785	0,795	0,795	0,787	0,010
9	0,860	0,835	0,875	0,846	0,852	0,877	0,850	0,820	0,860	0,840	0,840	0,825	0,848	0,016
10	0,930	0,910	0,935	0,908	0,911	0,954	0,925	0,885	0,930	0,870	0,915	0,905	0,915	0,021
11	0,980	0,970	0,985	0,969	0,975	0,989	0,980	0,945	0,990	0,955	0,980	0,990	0,976	0,013
12	1,020	1,010	1,020	1,015	1,039	1,020	1,025	0,995	1,020	1,035	1,025	1,045	1,022	0,012
13	1,060	1,045	1,060	1,066	1,083	1,071	1,060	1,035	1,055	1,085	1,070	1,070	1,063	0,013
14	1,100	1,080	1,095	1,117	1,123	1,112	1,100	1,065	1,090	1,105	1,105	1,095	1,099	0,015
15	1,130	1,115	1,125	1,158	1,127	1,148	1,130	1,110	1,125	1,125	1,130	1,120	1,129	0,012
16	1,160	1,155	1,150	1,173	1,142	1,179	1,165	1,160	1,155	1,140	1,155	1,150	1,157	0,011

RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA

Instrumentos *PTU F2*

mm	PTU F2 de 1 a 12												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,335	0,340	0,350	0,345	0,350	0,335	0,342	0,352	0,347	0,343	0,340	0,350	0,344	0,005
2	0,420	0,420	0,420	0,430	0,420	0,420	0,438	0,428	0,418	0,424	0,420	0,420	0,423	0,005
3	0,485	0,495	0,505	0,495	0,500	0,490	0,500	0,510	0,500	0,500	0,495	0,500	0,498	0,006
4	0,555	0,560	0,570	0,565	0,565	0,560	0,566	0,566	0,566	0,565	0,560	0,565	0,564	0,004
5	0,605	0,615	0,615	0,610	0,615	0,615	0,627	0,627	0,617	0,616	0,615	0,615	0,616	0,006
6	0,660	0,665	0,670	0,670	0,665	0,670	0,678	0,673	0,673	0,671	0,665	0,665	0,669	0,005
7	0,710	0,720	0,725	0,720	0,710	0,715	0,734	0,729	0,719	0,727	0,720	0,710	0,720	0,007
8	0,770	0,765	0,780	0,775	0,760	0,765	0,790	0,780	0,770	0,772	0,765	0,760	0,771	0,008
9	0,810	0,825	0,825	0,825	0,805	0,810	0,826	0,841	0,811	0,813	0,825	0,805	0,818	0,010
10	0,865	0,865	0,870	0,870	0,840	0,850	0,872	0,882	0,852	0,863	0,865	0,840	0,861	0,012
11	0,905	0,910	0,920	0,910	0,885	0,905	0,923	0,913	0,898	0,904	0,910	0,885	0,906	0,011
12	0,930	0,955	0,960	0,940	0,920	0,945	0,954	0,964	0,933	0,944	0,955	0,920	0,943	0,014
13	0,960	0,980	0,990	0,970	0,940	0,965	0,984	0,995	0,969	0,974	0,980	0,940	0,971	0,016
14	0,995	1,000	1,035	1,020	0,990	1,005	1,020	1,020	1,010	1,005	1,000	0,990	1,008	0,013
15	1,060	1,055	1,075	1,090	1,050	1,065	1,061	1,066	1,082	1,071	1,055	1,050	1,065	0,012
16	1,125	1,140	1,145	1,155	1,125	1,140	1,133	1,133	1,148	1,131	1,140	1,125	1,137	0,009

APÊNDICE C

RESULTADOS DOS ENSAIOS DE FLEXÃO A 45 °

Instrumentos *Vortex 25/06* e *30/06*

Momento de Dobramento (N.cm)		
	Vortex 25/06	Vortex 30/06
1	0,691	0,767
2	0,749	0,699
3	0,629	0,740
4	0,617	0,829
5	0,702	0,701
6	0,680	0,652
7	0,591	0,618
8	0,839	0,646
9	0,636	0,632
10	0,795	0,807
Média	0,693	0,709
Desvio Padrão	0,073	0,067

RESULTADOS DOS ENSAIOS DE FLEXÃO A 45 °**Instrumentos RaCe 25/06 e 30/06**

Momento de Dobramento (N.cm)		
	RaCe 25/06	RaCe 30/06
1	0,443	0,757
2	0,462	0,738
3	0,519	0,740
4	0,547	0,707
5	0,433	0,759
6	0,456	0,670
7	0,438	0,675
8	0,471	0,702
9	0,458	0,737
10	0,502	0,718
Média	0,473	0,720
Desvio Padrão	0,034	0,028

RESULTADOS DOS ENSAIOS DE FLEXÃO A 45 °**Instrumentos *PTU F1 e F2***

Momento de Dobramento (N.cm)		
	PTU F1	PTU F2
1	0,601	1,044
2	0,568	1,171
3	0,603	1,176
4	0,616	1,273
5	0,597	1,236
6	0,563	1,121
7	0,594	1,016
8	0,624	1,140
9	0,599	1,161
10	0,658	1,156
Média	0,602	1,149
Desvio Padrão	0,024	0,070

APÊNDICE D
RESULTADOS DOS ENSAIOS DE TORÇÃO

Instrumentos *Vortex 25/06*

Vortex 25/06		
	Torque Máximo	Deflexão Angular
1	1,130	263
2	1,018	342
3	1,002	336
4	0,948	312
5	0,890	350
6	1,142	282
7	0,897	354
8	1,315	258
9	1,001	390
10	1,331	258
Média	1,067	315
Desvio Padrão	0,143	42

RESULTADOS DOS ENSAIOS DE TORÇÃO

Instrumentos *Vortex 30/06*

Vortex 30/06		
	Torque Máximo	Deflexão Angular
1	1,087	342
2	0,911	361
3	1,044	379
4	1,213	348
5	0,999	383
6	1,046	463
7	0,910	324
8	1,052	354
9	0,919	455
10	1,105	355
Média	1,029	378
Desvio Padrão	0,088	41

RESULTADOS DOS ENSAIOS DE TORÇÃO

Instrumentos *RaCe 25/06*

RaCe 25/06		
	Torque Máximo	Deflexão Angular
1	0,605	427
2	0,825	432
3	0,715	425
4	0,770	408
5	0,534	373
6	0,668	396
7	0,594	384
8	0,720	522
9	0,677	451
10	0,682	456
Média	0,679	427
Desvio Padrão	0,078	39

RESULTADOS DOS ENSAIOS DE TORÇÃO**Instrumentos RaCe 30/06**

RaCe 30/06		
	Torque Máximo	Deflexão Angular
1	0,955	419
2	0,911	385
3	0,969	427
4	0,903	420
5	0,891	379
6	0,908	402
7	0,885	505
8	0,859	402
9	0,812	468
10	0,962	510
Média	0,906	432
Desvio Padrão	0,044	42

RESULTADOS DOS ENSAIOS DE TORÇÃO

Instrumentos *PTU F1*

PTU F1		
	Torque Máximo	Deflexão Angular
1	0,820	301
2	0,812	414
3	0,854	313
4	0,770	301
5	0,794	295
6	0,742	294
7	0,756	402
8	0,849	353
9	0,770	301
10	0,761	414
Média	0,793	339
Desvio Padrão	0,036	47

RESULTADOS DOS ENSAIOS DE TORÇÃO

Instrumentos *PTU F2*

PTU F2		
	Torque Máximo	Deflexão Angular
1	1,288	349
2	1,389	529
3	1,305	534
4	1,459	347
5	1,590	373
6	1,430	529
7	1,429	611
8	1,589	391
9	0,981	336
10	1,539	360
Média	1,400	436
Desvio Padrão	0,163	93

APÊNDICE E

RESULTADOS DOS ENSAIOS DE FADIGA

Instrumentos *Vortex 25/06* e *30/06*

Número de Ciclos até Fratura (NCF)		
	Vortex 25/06	Vortex 30/06
1	1007	881
2	993	898
3	988	696
4	1163	769
5	1018	942
6	1015	938
7	1051	866
8	1201	970
9	989	953
10	1061	948
Média	1017	918
Desvio Padrão	75	89

RESULTADOS DOS ENSAIOS DE FADIGA*Instrumentos RaCe 25/06 e 30/06*

Número de Ciclos até Fratura (NCF)		
	RaCe 25/06	RaCe 30/06
1	619	375
2	524	263
3	436	362
4	540	351
5	483	262
6	550	462
7	626	468
8	515	355
9	569	326
10	553	481
Média	545	358
Desvio Padrão	57	79

RESULTADOS DOS ENSAIOS DE FADIGA**Instrumentos *PTU F1 e F2***

Número de Ciclos até Fratura (NCF)		
	PTU F1	PTU F2
1	666	608
2	603	616
3	644	638
4	606	621
5	691	598
6	614	619
7	604	548
8	649	533
9	635	674
10	605	647
Média	625	618
Desvio Padrão	31	43