

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ANA CECÍLIA DINIZ VIANA DE CASTRO

Influência do uso clínico simulado sobre a
flexibilidade de diferentes
sistemas endodônticos de NiTi

Belo Horizonte
2010

ANA CECÍLIA DINIZ VIANA DE CASTRO

**Influência do uso clínico simulado sobre a flexibilidade
de diferentes sistemas endodônticos de NiTi**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Doutora em Odontologia

Área de concentração: Endodontia

Orientação: Prof.Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono
Profa.Dra. Maria Guiomar de A. Bahia

**Belo Horizonte
Faculdade de Odontologia da UFMG
2010**

C355i Castro, Ana Cecília Diniz Viana de
2010 Influência do uso clínico simulado sobre a flexibilidade de diferentes
T sistemas endodônticos de NiTi / Ana Cecília Diniz Viana de Castro. 2010.
147 f: il.
Orientadores: Vicente Tadeu Lopes Bueno, Maria Guiomar de A. Bahia
Tese (Doutorado)- Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de
Odontologia.
1. Instrumentos odontológicos – Teses. 2. Maleabilidade – Teses.
I. Bueno, Vicente Tadeu Lopes. II. Bahia, Maria Guiomar de Azevedo.
III. Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia.
IV. Título.

BLACK D047

Dedicatória

Aos meus pais **Job** e **Heloisa**. Porque por todo o amor, por todas as oportunidades concedidas, por todo o apoio durante mais esta etapa de minha vida e por toda a compreensão pelas inúmeras ausências, apenas um “obrigado” não basta.

Agradecimentos Especiais

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono**, a quem admiro não apenas pela competência ao transmitir seus conhecimentos e pela dedicação à busca da excelência, mas também pela paciência e gentileza com que sempre me tratou ao longo de todo este curso.

À minha co-orientadora, **Prof^a. Dr^a. Maria Guiomar de Azevedo Bahia**. A sua disponibilidade irrestrita, sua forma exigente, crítica, criativa e amiga de argüir as idéias apresentadas, creio que deram norte a este trabalho, facilitando o alcance de seus objetivos.

Agradecimentos Especiais

Ao **Wagner**, que compreende o quão importante tudo isto é para mim. Por todos os conselhos, todo o amor, carinho e cumplicidade, todos os dias, desde o meu ingresso no Doutorado.

Aos meus irmãos **João Marcos** e **Maria Flávia**. É fundamental poder contar com o apoio, a torcida e a ajuda de vocês.

Agradecimentos

Mesmo antes de meu ingresso na Pós-graduação e durante todo o processo que culminou na conclusão desta Tese, obtive o auxílio, o estímulo e a confiança de diversas pessoas, sem os quais não teria concluído este trabalho. Esse trabalho é fruto da colaboração insubstituível de cada uma delas:

Ao **Prof. Luís Carlos Feitosa Henriques**. A minha vida acadêmica e profissional não seria a mesma sem seu exemplo, seus conselhos, incentivo, confiança, e generosidade. Meu sincero agradecimento.

Ao **Prof. Dr. Antônio Paulino Ribeiro Sobrinho**, pelas orientações importantes e oportunas desde o início deste trabalho até a etapa de Qualificação, pela amizade e confiança em mim depositada.

Ao Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UFMG, na pessoa da **Prof. Dr. Saul Martins de Paiva**, pelo empenho e compromisso com a excelência do curso.

Aos demais professores do Doutorado por todo o conhecimento transmitido e pela convivência agradável durante o período do curso.

Ao **Prof. Dagoberto Brandão Santos** pela atenção e disponibilidade durante realização dos ensaios experimentais na EEUFMG e pelas importantes contribuições que deu ao longo de todo o meu trabalho.

À **Marta Chaves Craveiro de Melo**, com quem dividi alegrias e preocupações ao longo do curso. Pela cumplicidade e amizade, constante ponto de referência e apoio.

Aos **colegas do Mestrado e Doutorado em Endodontia da UFMG**, em especial, Érika, Bebel, Warley e Fabiano. Pelos bons momentos de convivência e amizade sincera.

À **Renata de Castro Martins** e **Ana Cristina Rodrigues Antunes de Souza**, pela disponibilidade constante, simpatia e colaboração durante este trabalho.

Aos **alunos, técnicos e funcionários da EEUFMG**, especialmente **Andréia Bicalho Henriques** e **Patrícia Mara Trigueiro de Azevedo**, pela acolhida, boa vontade e o apoio indispensável à realização deste trabalho.

A **Bruno Lourenço**, pela simpatia de sempre e valerosa ajuda.

Aos alunos **Isabela Oliveira, Isabela Viana e Rodrigo Keigo**, pela dedicação e preciosa ajuda durante a parte experimental.

À Dentsply-Maillefer, na pessoa dos Srs. **Eduardo Franco, Alexandre Sandri Câmara e Bruno Alvim**, pela inestimável doação dos instrumentos *ProTaper Universal* utilizados neste trabalho. E à **Suzana Carvalho Miranda**, consultora técnica, sempre gentil ao atender as minhas solicitações. Meu muito obrigado.

Aos meus queridos amigos, em especial **Bi, Carol, Cris, Fa, Fernanda, Glenda, Paulinha e Roque**, pelo incondicional apoio e incentivo.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais – **FAPEMIG** – entidade da qual fui bolsista, pelo suporte financeiro.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E NOTAÇÕES

RESUMO

1	INTRODUÇÃO	17
2	OBJETIVOS	21
2.1	Objetivo Geral	22
2.2	Objetivos Específicos	22
3	REVISÃO DE LITERATURA	23
3.1	Anatomia dos Canais Radiculares	24
3.2	Propriedades da Liga NiTi	25
3.3	Transformação de Fase e Deformação da Liga NiTi	26
3.4	Flexibilidade das Ligas NiTi	29
3.5	Instrumentos Endodônticos de NiTi	30
3.5.1	Sistemas <i>ProTaper</i> e <i>ProTaper Universal</i>	31
3.5.2	Sistema <i>K3</i>	33
3.5.3	Sistema <i>EndoSequence</i>	35
3.6	Fratura de Instrumentos Rotatórios de NiTi	36
3.6.1	Fratura por fadiga por flexão	37
3.6.2	Fratura por torção	40
4	MATERIAIS E MÉTODOS	44
4.1	Caracterização das Propriedades Físicas, Químicas e Estruturais	45
4.1.1	Caracterização das propriedades químicas	45
4.1.2	Caracterização das propriedades físicas	46
4.1.2.1	Determinação das fases presentes no material	46
4.1.2.2	Determinação das temperaturas de transformação no material ..	46
4.2	Caracterização Geométrica e Estabilidade Dimensional dos Instrumentos.	47
4.2.1	Análise dos instrumentos	47
4.2.2	Medidas dos diâmetros e comprimento da parte ativa dos instrumentos	48
4.2.3	Medidas da área da seção transversal dos instrumentos	49

4.3 Ensaio de Dobramento a 45°	50
4.4 Efeitos do Uso Clínico Simulado Sobre a Flexibilidade de Instrumentos Rotatórios de NiTi	52
4.4.1 Ensaio de deformação por fadiga por flexão	52
4.4.2 Ensaio de dobramento após deformação por fadiga por flexão	56
4.4.3 Ensaio de deformação cíclica por torção	57
4.5 Análise dos Dados	59
4.6 Organograma Demonstrativo das Etapas Experimentais	61
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	62
5.1 Propriedades Físicas, Químicas e Estruturais	63
5.1.1 Composição química	63
5.1.2 Características estruturais e temperaturas de transformação	64
5.2 Características Geométricas e Estabilidade Dimensional dos Instrumentos	69
5.2.1 Análise dos instrumentos	69
5.2.2 Medidas dos diâmetros e comprimento da parte ativa dos instrumentos	72
5.2.3 Medidas da área da seção transversal dos instrumentos	76
5.3 Ensaio de Dobramento a 45°	80
5.4 Efeitos do Uso Clínico Simulado Sobre a Flexibilidade dos Instrumentos	88
5.4.1 Ensaio de deformação cíclica por flexão	88
5.4.2 Ensaio de dobramento após deformação cíclica por flexão	92
5.4.3 Ensaio de deformação cíclica por torção	96
6. CONCLUSÕES	102
7. ARTIGO PUBLICADO	105
8 SUMMARY	113
9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	116
10. APÊNDICES	128

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Raio e ângulo de curvatura descritos pelos parâmetros r e α	24
Figura 2 -	Termograma teórico das temperaturas de transformação martensítica onde: M_s é a temperatura de início da transformação da austenita em martensita; M_f é a temperatura final da transformação, onde toda a liga se encontra martensítica; A_s é a temperatura de início da transformação reversa e A_f a temperatura final da transformação reversa onde a liga encontra-se totalmente austenítica.....	27
Figura 3 -	Aparelho de DSC utilizado para identificação das temperaturas de transformação da liga NiTi.....	47
Figura 4 -	Suporte giratório com lima posicionada para ser observada na lupa estereoscópica	48
Figura 5 -	Exemplo da mensuração de diâmetro dos instrumentos a cada milímetro da ponta	49
Figura 6 -	Microscópio eletrônico de varredura JSM 6360, utilizado para visualização do aspecto superficial dos instrumentos e das áreas das seções transversais	50
Figura 7 -	Posicionamento correto do instrumento na Máquina de Testes em Bancada durante os ensaios de dobramento, (a) desenho esquemático da especificação ISO 3630-1 e (b) bancada de testes ...	51
Figura 8 -	Dispositivo de bancada para ensaios de fadiga flexural	53
Figura 9 -	Instrumento posicionado no canal artificial de aço	54
Figura10-	Bancada de teste posicionada na lupa estereoscópica	55
Figura 11-	Dispositivo de bancada para teste de torção	58
Figura 12-	Instrumento preso pelas garras do dispositivo para teste de torção	59

Figura 13-	Espectro de energia de raios X (EDS) obtido em uma área de um instrumento <i>EndoSequence 25/.06</i>	63
Figura 14-	Difratogramas de raios X obtidos em instrumentos <i>ProTaper Universal F2 (a)</i> , <i>K3 25/.06 (b)</i> e <i>EndoSequence 25/.06 (c)</i>	65
Figura 15-	Curvas e temperaturas médias de transformação obtidas em ensaios de DSC de instrumentos endodônticos de NiTi <i>ProTaper Universal (a)</i> , <i>K3 (b)</i> , e <i>EndoSequence (c)</i>	67
Figura 16-	Presença de rebarbas de usinagem ao longo das bordas cortantes de instrumentos <i>PTU S2</i> e <i>K3 25/.06</i> novos	70
Figura 17-	Material aderido na ponta de instrumentos <i>PTU S2</i> e <i>K3 20/.06</i> novos	70
Figura 18-	Pequena quantidade de material aderido e características de acabamento superficial de instrumento <i>EndoSequence 20/.06</i> novo ..	70
Figura 19-	Imagens longitudinais de instrumento <i>ProTaper Universal F1</i>	71
Figura 20-	Imagens de um instrumento <i>K3 25/.06</i> com seus planos radiais característicos	71
Figura 21-	Imagens longitudinais de instrumento <i>EndoSequence 25/.06</i>	71
Figura 22-	Diâmetros médios a cada milímetro da parte ativa determinados em instrumentos <i>ProTaper Universal (a)</i> , <i>K3 (b)</i> e <i>EndoSequence (c)</i>	72
Figura 23-	Imagem ilustrativa de um instrumento <i>ES 25/.06</i> e outro seccionado a aproximadamente 3mm da ponta	76
Figura 24-	Imagens da seção transversal dos instrumentos: <i>ProTaper Universal F1 (a)</i> , <i>K3 25/.06 (b)</i> e <i>EndoSequence 25/.06 (c)</i>	77
Figura 25-	Correlação linear entre área da seção transversal (A_3) e diâmetro (D_3) a 3mm da ponta para instrumentos: <i>ProTaper Universal</i> , <i>K3</i> e <i>EndoSequence</i>	80
Figura 26-	Valores médios e desvios padrão do momento de dobramento (N.cm) obtidos nos ensaios de dobramento a 45° para os instrumentos <i>ProTaper Universal</i> , <i>K3</i> e <i>EndoSequence</i> . Os valores das barras assinaladas com a mesma letra não são estatisticamente	81

	diferentes ($P > 0,05$)	
Figura 27-	Correlação linear entre os momentos de dobramento a 45° e diâmetro a 3mm da ponta para instrumentos <i>ProTaper Universal</i> , <i>K3</i> e <i>EndoSequence</i>	83
Figura 28-	Correlação linear entre os momentos de dobramento a 45° e área da seção transversal a 3mm da ponta para instrumentos <i>ProTaper Universal</i> , <i>K3</i> e <i>EndoSequence</i>	84
Figura 29-	Relação entre os momentos de dobramento a 45° e as temperaturas de transformação Af médias dos instrumentos analisados	87
Figura 30-	Comparação entre momentos de dobramento (M_D) antes e após a ciclagem em flexão até 1/4 e 3/4 da vida útil de instrumentos <i>PTU S2</i> e <i>F1</i> (a), <i>K3 20/.06</i> e <i>25/.06</i> (b) e <i>ES 20/.06</i> e <i>25/.06</i> (c). Os valores das barras assinaladas com a mesma letra não são estatisticamente diferentes ($P > 0.05$)	93
Figura 31 -	Curvas típicas de dobramento a 45° antes e após a ciclagem em flexão até 1/4 e 3/4 da vida útil de instrumentos <i>EndoSequence 25.06</i>	95
Figura 32 -	Curvas típicas de ciclagem em torção obtidas para instrumento <i>PTU S2</i>	97
Figura 33 -	Comparação entre os Momentos de Dobramento (M_D) antes e após a ciclagem em torção de instrumentos <i>ProTaper Universal</i> (a), <i>K3</i> (b) e <i>EndoSequence</i> (c). Os valores das barras assinaladas com a mesma letra não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($P > 0.05$)	98
Figura 34 -	Comparação entre curvas típicas de dobramento antes e após a ciclagem em torção de instrumento <i>K3 25.06</i>	100
Figura 35 -	Comparação entre curvas típicas de dobramento antes e após a ciclagem em torção de instrumento <i>EndoSequence 25.06</i>	100

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Composição química de instrumentos rotatórios de NiTi, obtida por análise semi-quantitativa através de espectroscopia de energia de raios X (EDS)	64
Tabela 2 -	Diâmetro médio a 3mm da ponta (desvio-padrão) determinados para instrumentos <i>ProTaper Universal, K3 e EndoSequence</i>	75
Tabela 3 -	Áreas médias da seção transversal a 3 mm da ponta (A_3) e desvios padrão (DP) dos instrumentos <i>ProTaper Universal, K3 e EndoSequence</i>	79
Tabela 4 -	Análise estatística dos resultados obtidos e tendências observadas nas comparações entre instrumentos dos diferentes sistemas com relação a D_3 , A_3 e M_D	86
Tabela 5 -	Amplitude de deformação média, ϵ_T , e número médio de ciclos até a fratura (NCF) (desvio-padrão) determinados em instrumentos <i>ProTaper Universal, K3 e EndoSequence novos</i> . Os valores de NCF assinalados com a mesma letra não são estatisticamente diferentes ($P > 0.05$)	88
Tabela 6-	Valores médios (desvios-padrão) da posição da fratura em relação ao comprimento total (25mm) de instrumentos <i>ProTaper Universal, K3 e EndoSequence novos</i>	91

LISTA DE ABREVIATURAS E NOTAÇÕES

ϵ_a	Amplitude de deformação
α	Coeficiente de confiabilidade
Af	Temperatura de final de transformação reversa
As	Temperatura de início de transformação reversa
β	Fase parente da liga NiTi, com estrutura cúbica de corpo centrado
B19'	Fase produto da liga NiTi, com estrutura monoclinica
D₀	Diâmetro da ponta do instrumento endodôntico
D₃	Diâmetro a 3mm da ponta do instrumento endodôntico
D	Diâmetro do instrumento endodôntico
DP	Desvio-padrão
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 a 45°
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
Mf	Temperatura de final de transformação martensítica
MIT	Martensita induzida por tensão
Ms	Temperatura de início de transformação martensítica
NaOCl	Hipoclorito de sódio

NCF	Número de ciclos até a fratura
NiTi	Níquel-titânio
NOL	<i>Naval Ordnance Laboratory</i>
p	Probabilidade de significância
R	Raio de curvatura do canal
rpm	Rotações por minuto
SCR	Sistema de canais radiculares
SE	Superelasticidade
TF	Tempo até a fratura
TM	Transformação martensítica
TR	Transformação reversa

RESUMO

Flexibilidade é uma importante característica dos instrumentos endodônticos de NiTi. É determinada pela combinação da geometria e dimensões do instrumento e as propriedades metalúrgicas dos materiais empregados na sua confecção. O objetivo deste trabalho foi avaliar como o uso clínico simulado influencia a flexibilidade desses instrumentos. Foram avaliados os instrumentos de finalização dos sistemas ProTaper Universal (PTU), K3 e EndoSequence (ES). Imagens das seções longitudinal e transversal foram empregadas para determinar o diâmetro e a área da seção transversal a 3mm da ponta dos instrumentos, posição onde as solicitações mecânicas mais importantes se concentram durante o uso clínico. As características estruturais, relacionadas às propriedades físicas (temperaturas de transformação de fase) e à composição química dos materiais utilizados, foram avaliadas por técnicas analíticas convencionais. A flexibilidade foi avaliada em ensaios de dobramento até 45º realizados conforme a especificação ISO 3630-1.

Uma vez que esses instrumentos sofrem uma combinação de fadiga por flexão e por torção durante o preparo de canais radiculares curvos, o emprego clínico foi simulado por ensaios de fadiga em dispositivos de bancada. Dois tipos de instrumentos ($n = 10$) de cada um dos sistemas avaliados foram submetidos a 20 ciclos de torção de zero a 180º cada um. Outro grupo semelhante de instrumentos foi ensaiado até a ruptura por fadiga por flexão em uma bancada de testes para estabelecer sua vida em fadiga. Em seguida, outros dois grupos ($n = 10$) de instrumentos de cada sistema foram ensaiados na mesma bancada até $\frac{1}{4}$ e $\frac{3}{4}$ da sua vida em fadiga. Os instrumentos submetidos a ensaios de fadiga interrompida tiveram então sua flexibilidade avaliada nas mesmas condições anteriores, ou seja, conforme a especificação ISO 3630-1.

Os instrumentos K3 foram os menos flexíveis, ou seja, os que apresentaram os maiores valores de momento de dobramento (M_D), seguidos pelos instrumentos PTU e ES. Uma correlação linear direta foi encontrada entre M_D e o diâmetro e a área da seção transversal dos instrumentos, justificando, em princípio, as diferenças em flexibilidade dos instrumentos novos. Além disto, embora sua composição química não tenha variado, as temperaturas de transformação de fase das limas K3 foram mais baixas do que as das demais, possivelmente devido a diferenças de tratamentos termomecânicos. Essas limas apresentaram apenas a fase austenítica à temperatura ambiente, enquanto que nas limas 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 endodôntico.

O carregamento cíclico torsional não causou diferenças estatisticamente significativas (ANOVA, 95% de confiança, $p > 0,05$) no momento de dobramento dos instrumentos avaliados, tendo sido mantidas suas características de flexibilidade. Já após 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 mais baixo quanto de mais alto número prévio de ciclos. Em resumo, o uso clínico simulado não foi capaz de induzir efeitos deletérios na flexibilidade dos instrumentos de NiTi avaliados, mesmo em situações de grande consumo da vida em fadiga.

Palavras-chave: Instrumentos endodônticos de NiTi, características geométricas, características estruturais, flexibilidade, fadiga flexural, fadiga torsional.

1 INTRODUÇÃO

A presença de curvaturas é uma ocorrência freqüente na dentição humana, especialmente em molares, caracterizando a complexidade anatômica do sistema de canais radiculares (SCR) e introduzindo fatores na formatação que, se não controlados, levam ao aparecimento de acidentes iatrogênicos como transportes, formação de degraus e até mesmo perfurações (Roane *et al.*, 1985).

A importância do fator geométrico na instrumentação de canais curvos aumenta quando se considera a presença de curvaturas múltiplas - primária, secundária e terciária -, o que torna ainda mais complexa a anatomia do sistema de canais radiculares (Willey *et al.*, 1992). Além disto, durante a instrumentação dos canais radiculares, quanto mais abrupta a curvatura, maiores serão as forças contra as paredes do canal (Pruett *et al.*, 1997).

Instrumentos endodônticos de Níquel-Titânio (NiTi) foram desenvolvidos numa tentativa de minimizar as limitações do aço inoxidável, tradicionalmente utilizado para a confecção de limas na Endodontia (Walia *et al.*, 1988). Os instrumentos de NiTi têm um importante papel no preparo de canais radiculares, uma vez que possibilitam uma eficiente realização de preparos cônicos e bem delineados, especialmente em canais curvos (Peters, 2004).

As propriedades mecânicas e características especiais das ligas níquel-titânio, associadas a um *design* apropriado das lâminas de corte, tornaram possível o preparo de canais radiculares com instrumentos endodônticos acionados a motor, possibilitando a associação de velocidade e eficiência aos tratamentos endodônticos (Thompson & Dummer, 1997; Lloyd, 2005).

O NiTi é caracterizado por seu baixo módulo de elasticidade. Além disso, as ligas NiTi utilizadas em Endodontia possuem superelasticidade, ou seja, podem sofrer deformações aparentemente permanentes sem alcançar seu limite elástico e então retornar à sua forma original (Thompson, 2000). A combinação dessas duas características proporciona aos instrumentos de NiTi uma elevada flexibilidade (Walia *et al.*, 1988).

Esta flexibilidade oferece distintas vantagens clínicas: os instrumentos rotatórios de NiTi

apresentam resultados desejáveis e previsíveis quanto à manutenção da trajetória original do canal mesmo durante sua utilização em canais curvos, possibilitando preparos com pouco ou nenhum transporte e conicidades adequadas, obtidas com a utilização de um número menor de instrumentos (Thompson & Dummer, 1997; Schäfer *et al.*, 2003).

Quando se pensa nos modos de carregamento a que os instrumentos rotatórios de NiTi são submetidos no interior do SCR, dependendo da geometria e calibre original do canal associados ao desenho e diâmetro do instrumento e à pressão apical exercida, tensões de tração, compressão e torção podem incidir concomitantemente sobre o instrumento endodôntico.

Quando submetidas à deformação cíclica, as ligas NiTi geralmente apresentam alguma deformação residual permanente. Isto se dá devido ao aumento na densidade das discordâncias e à estabilização de variantes de martensita, as quais não sofrem a transformação reversa para austenita após a descarga (Tobushi *et al.*, 1996). Estas variações no comportamento do material sob carga e descarga ocorrem nos primeiros ciclos e tendem a estabilizar-se à medida que o número de ciclos aumenta (Bahia *et al.*, 2005). Esta estabilização indica, possivelmente, o efeito de “saturação” da subestrutura. Clinicamente, a vida em fadiga do instrumento estará relacionada ao grau a que ele é flexionado no interior de um canal curvo, com maiores flexões causando uma menor expectativa de vida.

De um modo geral, a flexibilidade das limas utilizadas para a formatação de canais radiculares depende das suas propriedades metalúrgicas, por exemplo, das propriedades das diferentes ligas e do tratamento termomecânico utilizado, bem como da geometria e dimensões das mesmas (Schäfer & Tepel, 2001). Especificamente nos instrumentos de NiTi, os fabricantes têm buscado alcançar um aumento na flexibilidade através de alterações nas características de *design*, como diferentes variações na seção transversal, no número e comprimento de *itches*, dentre outras. Entretanto, o pouco conhecimento das propriedades metalúrgicas desta liga faz com que pouco se pesquise sobre a flexibilidade dos instrumentos rotatórios de NiTi em termos das propriedades do material.

As características dos preparos obtidos, entre elas a manutenção da trajetória original, com diferentes sistemas de instrumentos rotatórios utilizados na prática clínica têm sido descritas

em alguns estudos (Schäfer & Vlassis, 2004; Yoshimine *et al.*, 2005; Paqué *et al.*, 2005; Sonntag *et al.*, 2007; Versiani *et al.*, 2008). Entretanto, normalmente são avaliados preparos realizados com instrumentos submetidos a um único uso, ou então não se faz distinção entre os preparos realizados com os instrumentos novos e aqueles próximos ao descarte. Não está bem definido de que forma a fadiga estrutural a que a liga é submetida durante a deformação cíclica dos instrumentos, através de múltiplos usos em canais curvos, pode afetar a flexibilidade dos mesmos e, conseqüentemente, alterar o seu desempenho clínico.

A obtenção de resultados clínicos previsíveis e seguros durante a prática endodôntica necessita de uma maior compreensão do comportamento de instrumentos rotatórios de NiTi sobre todos os aspectos. Este trabalho se propõe não apenas a mensurar a resistência à flexão de instrumentos endodônticos de NiTi de diferentes sistemas disponíveis comercialmente, associando-a às características físicas, químicas e geométricas, mas também a avaliar o efeito do uso repetido, em condições que simulem a deformação sofrida durante o uso clínico, sobre a flexibilidade dos mesmos.

OBJETIVOS

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Correlacionar as características físicas, químicas, geométricas e dimensionais de instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi com sua flexibilidade e avaliar a influência do uso clínico simulado sobre esta propriedade.

2.2 Objetivos Específicos

- Avaliar as características físicas, químicas e estruturais de instrumentos endodônticos acionados a motor, em termos de composição química, fases presentes e temperaturas de transformação de fase das ligas NiTi utilizadas na confecção dos mesmos;
- Avaliar as características geométricas e dimensionais, além do acabamento superficial, de instrumentos endodônticos de NiTi ;
- Avaliar a flexibilidade de instrumentos endodônticos de NiTi sem uso, em ensaios de flexão em bancada, realizados de acordo com a norma ISO 3630-1;
- Verificar a existência de correlações entre as propriedades físicas, químicas, estruturais, geométricas e dimensionais de instrumentos endodônticos de NiTi e a sua flexibilidade, medida pelos valores de momento de dobramento a 45°;
- Avaliar a influência da deformação cíclica por torção na flexibilidade de instrumentos endodônticos de NiTi, em ensaios que simulem o emprego dos instrumentos na prática clínica;
- Avaliar a resistência à fratura por fadiga de diferentes instrumentos endodônticos de NiTi, através de ensaios que simulem o emprego dos instrumentos na prática clínica.
- Avaliar a influência da deformação cíclica por dobramento rotatório na flexibilidade de instrumentos endodônticos de NiTi, em ensaios que simulem o emprego dos instrumentos na prática clínica.

REVISÃO DA LITERATURA

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Anatomia dos Canais Radiculares

A curvatura radicular é uma ocorrência freqüente na dentição humana, especialmente em molares, e introduz fatores na formatação que, se não controlados, produzem resultados técnicos indesejáveis, como transportes, formação de degraus e até perfurações. De um modo geral, estas iatrogenias são causadas pela tendência do instrumento em voltar à sua forma reta original quando inserido em um canal curvo, devido à rigidez do aço inoxidável comumente empregado na fabricação de instrumentos endodônticos (Roane *et al.*, 1985).

A forma da curvatura do canal foi definida por Pruett *et al.* (1997) através de dois parâmetros: ângulo e raio de curvatura. O raio de curvatura é o raio de um círculo que coincide com o caminho tomado pelo canal na área de curvatura mais abrupta. O ângulo de curvatura é o arco formado entre os pontos de desvio sobre o círculo, ou o ângulo formado entre as linhas perpendiculares traçadas das tangentes, cuja interseção ocorre no centro do círculo. O raio de curvatura representa quão abrupto ou severo um ângulo de curvatura específico ocorre, quando o trajeto do canal desvia de uma linha reta. Quanto menor o raio de curvatura, mais abrupto é o desvio do canal (Figura 1).

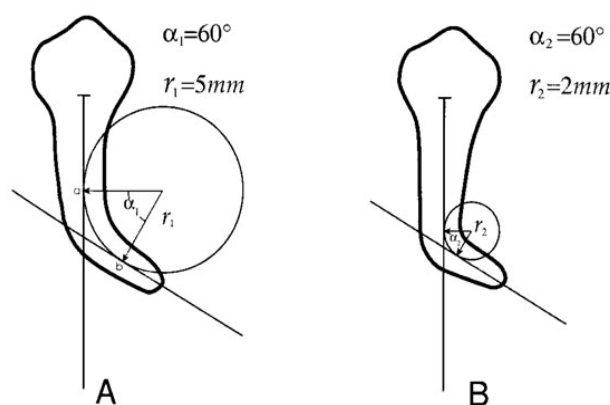


Figura 1: Raio e ângulo de curvatura descritos pelos parâmetros r e α .

FONTE - Pruett *et al.*, 1997

Canais de mesmo ângulo podem ter curvaturas diferentes se seus raios forem diferentes, com algumas curvaturas mais abruptas que outras, quanto menor for o raio (Pruett, 1997, Martín *et al.*, 2003).

Durante a instrumentação, quanto mais abrupta for a curvatura, mais concentradas serão as forças contra as paredes do canal. A importância do fator geométrico na instrumentação de canais curvos aumenta quando se considera a presença de curvaturas primária, secundária e terciária, o que torna ainda mais complexa a anatomia do sistema de canais radiculares (Willey *et al.*, 1992).

Na tentativa de superar as limitações apresentadas pelo aço inoxidável, como sua rigidez, Walia *et al.*, (1988) introduziram na Odontologia a liga metálica níquel-titânio como um material alternativo para a confecção de instrumentos endodônticos.

3.2 Propriedades da Liga NiTi

A liga NiTi usada na Endodontia contém aproximadamente 56% em peso de níquel e 44% de titânio, resultando em uma combinação aproximadamente equiatômica dos principais componentes (Serene *et al.*, 1995; Thompson, 2000). Estas ligas são largamente utilizadas por causa de duas propriedades especiais: a Superelasticidade (SE) e o Efeito Memória de Forma (EMF), além de possuírem também elevada resistência à corrosão e biocompatibilidade (Serene *et al.*, 1995; Thompson, 2000). As propriedades mecânicas e físicas das ligas variam de acordo com a composição química, características de produção e o tratamento termo-mecânico durante a sua fabricação (Thompson, 2000; Kuhn *et al.*, 2001).

Tanto o EMF quanto a SE estão associados à ocorrência de uma mudança de fase no estado sólido: a transformação martensítica (TM), que pode ser induzida pela aplicação de tensão ou pela redução da temperatura (Otsuka & Wayman, 1998; Thompson, 2000). A TM é uma transformação de uma fase de estrutura cristalina de alta simetria, chamada austenita ou fase mãe, para uma fase de baixa simetria, chamada martensita. Durante a transformação de fase de austenita para martensita, que é a chave para explicar o EMF e a SE (Auricchio *et al.*, 1997; Otsuka e Wayman, 1998), os átomos se movem cooperativamente por um mecanismo do tipo cisalhamento, sem alterar a composição química da matriz, e são rearranjados em uma nova estrutura cristalina mais estável, promovendo grandes deformações recuperáveis no material. A transformação reversa de

martensita para austenita, que se dá com a remoção da tensão aplicada ou aumento da temperatura, forma a estrutura de grãos original e, por isso, a forma original do material é regenerada (Wayman, 1980). Tipicamente, a austenita é estável em altas temperaturas e baixos valores de tensão, enquanto a martensita é estável em baixas temperaturas e altos valores de tensão (Otsuka & Wayman, 1998; Thompson, 2000).

O EMF é a capacidade de se recuperar grandes deformações não lineares através de um aquecimento moderado, apesar de o material ter sofrido uma deformação aparentemente permanente. A SE é um caso particular do EMF em que a recuperação de forma se dá apenas com a remoção da tensão, sem necessidade de aquecimento (Otsuka & Wayman, 1998; Thompson, 2000).

3.3 Transformação de Fase e Deformação da Liga NiTi

A TM nas ligas com memória de forma é usualmente termoelástica, isto é, é 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 & Ren, 2005).

No caso da TM induzida por temperatura, com o resfriamento da austenita, a martensita começa a se formar numa temperatura denominada M_s , e o material torna-se em geral martensítico abaixo da temperatura final de transformação, denominada M_f . Já na transformação reversa, com o aquecimento da martensita, estável em baixa temperatura, o material permanece martensítico até a temperatura de início de formação da austenita, denominada temperatura A_s . Entre A_s e A_f , que é a temperatura final da transformação reversa, ambas martensita e austenita estão presentes. Acima da temperatura A_f , a liga é totalmente austenítica (Figura 2).

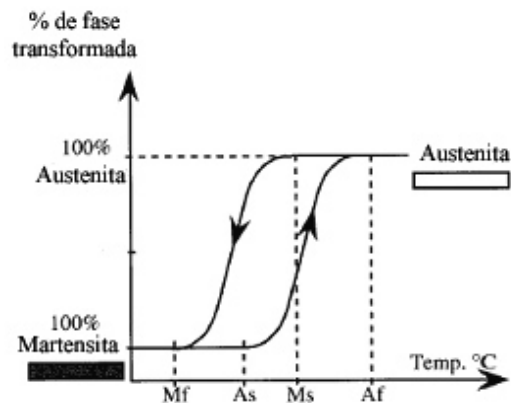


Figura 2: Termograma teórico das temperaturas de transformação martensítica onde: Ms é a temperatura de início da transformação da austenita em martensita; Mf é a temperatura final da transformação, onde toda a liga se encontra martensítica; As é a temperatura de início da transformação reversa e Af a temperatura final da transformação reversa onde a liga encontra-se totalmente austenítica.

FORTE - Kuhn *et al.*, 2001

Durante o aquecimento do material, a transformação reversa ocorre entre As e Af, pela contração das placas de martensita que nuclearam e cresceram durante a TM, 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 a forma original do material é recuperada (Wayman, 1980).

Numa faixa de temperatura acima de Ms, a TM também pode ocorrer pela aplicação de tensão. A temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão é chamada Md. A tensão crítica para a indução de martensita aumenta proporcionalmente ao aumento da temperatura. A martensita, assim formada, é chamada martensita induzida por tensão (MIT) (Wayman & Duerig, 1990; Otsuka & Wayman, 1998; Otsuka & Ren, 2005).

A microestrutura da MIT é diferente da induzida por alteração da temperatura. A primeira consiste de uma variante preferencialmente orientada de acordo com a tensão aplicada, enquanto que a martensita produzida por resfriamento consiste de uma mistura aleatória de muitas variantes. Uma vez que somente uma variante de martensita é formada na MIT, existe uma mudança de forma (alongamento) que é fortemente recuperada sob a liberação da tensão. Esta situação é diferente da martensita térmica, onde devido à auto-acomodação não existe mudança de forma global acompanhando a formação das muitas variantes de martensita (Kennon & Dunne, 1981; Otsuka & Wayman, 1998).

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, de acordo com os resultados de Bahia, 2004. A liga encontra-se totalmente austenítica à temperatura ambiente, apresentando características de superelasticidade.

Quando uma força externa é aplicada sobre a liga NiTi, a TM induzida por tensão ocorre, e a transformação reversa acontece durante a descarga. Os instrumentos endodônticos apresentam comportamento superelástico durante o uso clínico, onde a imposição de tensão, induzida pela curvatura radicular, resulta em ciclos de transformação martensítica e reversa, devido ao movimento rotatório. No alívio final da tensão, que se dá pela retirada do instrumento do interior do canal, ocorre a conseqüente transformação reversa para a estrutura austenítica original (Thompson, 2000; Brantley *et al.*, 2002). Desta forma, repetidas carga e descarga aplicadas sobre os instrumentos de NiTi durante a instrumentação causam repetidas transformações de fase.

As temperaturas de transformação são um dos mais importantes fatores que influenciam as propriedades mecânicas das ligas NiTi. Várias causas podem afetar a transformação de fase da liga, tais como a composição química, quantidade de deformação, grau de usinagem e tratamento térmico (Thompson, 2000; Khun & Jordan, 2002; Hayashi *et al.*, 2007). Instrumentos que apresentam baixas temperaturas de transformação martensítica tendem a mostrar altos valores de torque devido à maior rigidez do material que aqueles cujas estas temperaturas são mais altas em relação à temperatura de ensaio (Miyai *et al.*, 2006).

Brantley *et al.* (2002) observaram pequenas alterações nas temperaturas de transformação de fragmentos de diferentes partes de instrumentos de NiTi. Estas variações poderiam decorrer de deformações ocorridas durante os processos de fabricação ou por diferenças na concentração de tensões durante o uso clínico simulado. Entretanto, estes autores não encontraram efeito evidente causado por períodos de um, três ou seis usos sobre a transformação de NiTi martensítico para austenítico.

Uma grande densidade de defeitos na subestrutura da liga causados por encruamento poderia alterar a transformação de fase, e o estado superficial dos instrumentos é um importante fator desencadeante de fraturas (Khun *et al.*, 2001).

Podem ocorrer mudanças nas temperaturas de transformação da liga NiTi devidas à geração de deslocamentos, induzidas pelo movimento das interfaces entre martensita e austenita (Iijima *et al.*, 2002).

Miyai *et al.* (2006) encontraram diferentes temperaturas de transformação em algumas marcas comerciais de instrumentos rotatórios confeccionados em NiTi, o que causou diversidade nas propriedades torsionais e flexurais destes. Os autores indicaram que, numa faixa de temperatura entre a temperatura ambiente e a corporal, alguns instrumentos se encontraram na fase austenítica (*K3* e *HERO*) ou em uma combinação entre fases austenítica e martensítica (*EndoWave*, *ProFile*, *ProTaper*).

Diferenças nas temperaturas de transformação podem também ser ocasionadas por variação na concentração dos componentes da liga. Entretanto, testes de Espectroscopia de Energia de Raios X (EDS) podem não detectar pequenas alterações na composição das ligas, capazes de resultar em grandes mudanças nas propriedades mecânicas dos instrumentos (Miyai *et al.*, 2006).

3.4 Flexibilidade das Ligas NiTi

Uma das maiores razões para se utilizar a liga NiTi na confecção de instrumentos endodônticos é a sua grande flexibilidade, duas ou três vezes maior que a do aço inoxidável (Walia *et al.*, 1988, Serene *et al.*, 1995). Schäfer *et al.* (2003) verificaram que os instrumentos rotatórios de NiTi são extremamente flexíveis, o que clinicamente se mostra bastante desejável. Devido a esta flexibilidade, a carga sobre as bordas cortantes é reduzida, o que por sua vez também diminui a tensão nos instrumentos e a possibilidade de fraturas. Além disso, também é reduzido o risco de transporte durante a formatação dos canais.

Para se determinar a flexibilidade dos instrumentos, são realizados testes de dobramento (ISO 3630-1), cujos resultados traduzem o comportamento dos mesmos no interior de canais curvos. A resistência ao dobramento das limas endodônticas depende das suas propriedades metalúrgicas, por exemplo, do uso de diferentes ligas, e suas formas geométricas (Schäfer & Tepel, 2001).

O aumento na flexibilidade dos instrumentos é alcançado tanto por alterações nas características de *design*, por exemplo, diferentes variações da seção transversal dos mesmos, como pelo uso da liga NiTi (Schäfer & Tepel, 2001; Schäfer *et al.*, 2003). Segundo Miserendino (1991) pequenas variações no *design* de instrumentos endodônticos têm um efeito significativo nas suas propriedades mecânicas, tais como eficiência de corte, resistência torcional e flexibilidade.

A seção transversal do instrumento é muito importante, uma vez que é um dos parâmetros que determinam as suas propriedades torsionais e flexurais (Berutti *et al.*, 2003). A área da seção transversal e guias radiais são, na realidade, inversamente proporcionais à flexibilidade das limas de NiTi (Tripi *et al.*, 2006; Melo *et al.*, 2008). De acordo com Schäfer & Tepel (2001), a configuração da seção 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 seção transversal e rigidez dos instrumentos, o que pode indicar a configuração da seção como fator importante a afetar a resistência ao dobramento das limas. É possível supor então que, quanto maior o diâmetro, área da seção transversal ou *taper* dos instrumentos, maior será a rigidez dos mesmos (Miyai *et al.*, 2006).

As propriedades da liga também podem ser influenciadas por tratamentos termomecânicos. Uma liga de NiTi, muito “trabalhada a frio”, assim como outros metais, tende a apresentar um grau de encruamento alto e perder suas características de superelasticidade. Se for aplicado um tratamento térmico, independentemente da quantidade de deformação apresentada, as propriedades da liga irão variar, dependendo das temperaturas e tempo de tratamento (Nakano *et al.*, 1999).

3.5 Instrumentos Endodônticos de NiTi

As propriedades físicas e mecânicas dos instrumentos endodônticos são fortemente influenciadas pelo processo de fabricação empregado (Wildevy *et al.*, 1992; Thompson, 2000). A fabricação de limas endodônticas de NiTi, a partir de fios superelásticos, é mais complexa que a das confeccionadas com aço inoxidável. A maior parte dos instrumentos de NiTi, em razão de sua alta flexibilidade, são produzidos pelo processo de usinagem, um

procedimento complexo, que gera superfícies com alta concentração de defeitos tais como rebarbas, cavidades, riscos de usinagem, pites e bordas cortantes embotadas. Defeitos estes que podem comprometer a habilidade de corte e, potencialmente, facilitar a corrosão do instrumento (Serene *et al.*, 1995; Melo *et al.*, 2002; Martins *et al.*, 2002; Bahia, 2004).

A maioria dos sistemas rotatórios confeccionados em NiTi disponíveis comercialmente incorpora instrumentos cujo *taper* é maior que o padrão de 2% proposto pela ISO, para que se obtenha de forma mais rápida e fácil uma conicidade regular e aumentada do conduto radicular, com menores diâmetros na região apical. Além destas variações no *taper*, estes instrumentos são caracterizados por diferentes secções transversais e lâminas de corte (Shäfer & Vlassis, 2004).

3.5.1 Sistemas *ProTaper* e *ProTaper Universal*

As limas do sistema *ProTaper* (*Dentsply Maillefer*, Ballaigues, Suíça) apresentam uma área seccional triangular convexa que reduz a superfície de contato entre a lâmina e a dentina, com o intuito de melhorar sua ação de corte (Ruddle, 2005). Uma característica deste sistema é o fato de que cada instrumento apresenta diferentes porcentagens de conicidade ao longo da sua parte ativa. De acordo com os fabricantes, uma das vantagens da presença deste *taper* progressivo é o fato de cada lima se prender a uma pequena parte de dentina por vez, diminuindo forças torcionais, fadiga e o risco de fratura.

O sistema *ProTaper* contém seis instrumentos, sendo os 3 primeiros de formatação (*Shaping Files* - S1, S2 e SX) e os outros de acabamento (*Finishing Files* - F1, F2 e F3), disponíveis em 21mm, 25mm e 31 mm (Ruddle, 2005).

As limas de formatação S1 e S2 apresentam anéis roxo e branco nas hastes, respectivamente. Elas têm o D_0 de 0,17mm e 0,20mm. Há um aumento da conicidade ao longo do comprimento destes instrumentos, permitindo que cada um deles trabalhe uma área específica do canal: S1 prepara o terço coronário e S2 o terço médio dos canais radiculares. A lima SX é um instrumento auxiliar durante a técnica. Ela não apresenta anel colorido em sua haste, tem um comprimento total de 19mm e um aumento na conicidade muito maior se comparada às outras *Shaping Files*. É um instrumento indicado para a eliminação de interferências dentinárias e melhorias na formatação do terço coronário.

As limas de acabamento – F1, F2 e F3 - têm anéis amarelos, vermelhos e azuis, respectivamente, correspondendo aos D_0 de 0,20mm, 0,25mm e 0,30mm. Entre D_0 e D_3 , F1, F2 e F3 apresentam *tapers* fixos de 7%, 8% e 9%, respectivamente. A partir do D_4 até o D_{14} , cada instrumento tem um aumento da sua área seccional, concomitantemente com uma diminuição da porcentagem de conicidade.

Recentemente, algumas modificações foram realizadas nos instrumentos *ProTaper*, culminando no lançamento de um novo sistema, o *ProTaper Universal (PTU)*. Foram mantidas as seis limas que compunham o *kit* do sistema *ProTaper* – S1, S2, SX, F1, F2 e F3 – e acrescentadas mais duas limas de acabamento adicionais, para preparos apicais de diâmetros maiores (pontas ISO 040 e 050), denominadas F4 e F5, respectivamente.

Entre as melhorias no *design* implementadas está uma alteração na conicidade do instrumento S2, onde um trabalho mais balanceado entre S1, S2 e F1 permite uma transição mais gradual entre os instrumentos. O maior diâmetro exibido pelos instrumentos *PTU* S2 em relação aos *PT* S2 apresenta importantes conseqüências clínicas, uma vez que a maior dilatação coronária leva à diminuição das tensões torcionais durante a etapa subsequente de formatação apical. Os instrumentos F3, F4 e F5 também sofreram modificação no seu *design*, passando a apresentar uma nova seção transversal triangular convexa, que apresenta menos massa devido à presença de sulcos em forma de U em cada um de seus lados (Ruddle, 2005; Câmara *et al.*, 2009).

Outra modificação importante nos instrumentos *PTU* foi a redução no ângulo de ponta dos instrumentos de formatação, de 66° para 39°, verificada por Câmara *et al.* (2009), que favorece a manutenção do instrumento centralizado no interior do canal, diminuindo o risco de transporte. Entretanto, nas limas de acabamento, o aumento de 66° para 95° observado levaria a um efeito oposto.

O primeiro estudo a avaliar comparativamente se as diferenças dimensionais e geométricas entre os sistemas *ProTaper* e o *PTU* interferiram na flexibilidade e resistência torcional dos instrumentos foi realizado por Câmara *et al.* (2009). Os resultados indicaram que as principais mudanças no sistema *PTU* foram um aumento na flexibilidade dos instrumentos S1 e F1, e uma diminuição nesta propriedade para os instrumentos F2 e F3. Nos testes de torção, foi observado um aumento na resistência torcional dos instrumentos S2, F2 e F3.

Alguns autores avaliaram a habilidade de formatação (Vaudt *et al.*, 2009) e eficiência de debridamento dos canais radiculares com este sistema (Williamson *et al.*, 2009; De Deus *et al.*, 2009), concluindo que instrumentos *PTU* mostraram-se eficientes na obtenção de canais uniformemente cônicos e manutenção da curvatura original.

A resistência à fadiga do sistema *PTU* foi avaliada por Whipple *et al.* (2009), que concluíram que este instrumentos alcançaram um maior número de ciclos até a fratura quando comparados aos instrumento *V-Taper* (Guidance Endo, Albuquerque, NM) mostrando-se, assim, mais resistentes à fadiga.

Vieira *et al.* (2008) avaliaram a influência do uso clínico múltiplo no comportamento torcional dos instrumentos *PTU* e mostraram que a resistência torcional e a deflexão angular destes diminuía após a instrumentação de cinco molares.

A eficácia dos instrumentos *PTU* de retratamento foi avaliada por Giuliani *et al.* (2008), Gu *et al.* (2008) e Unäl *et al.* (2009) e os resultados indicaram que este sistema foi eficiente na remoção do material obturador.

3.5.2 Sistema *K3*

A maioria dos instrumentos endodônticos é simétrica no que diz respeito à conformação de sua parte ativa, embora alguns tenham um *design* assimétrico como os do sistema *K3* (SybronEndo, USA). As principais características destes instrumentos são: ângulo de corte ligeiramente positivo; ângulo helicoidal variável; diferentes planos radiais; diâmetro variável na zona de corte e cabo reduzido (Gambarini, 2005).

A limas de NiTi *K3* possuem ponta inativa e são apresentadas no *taper* .02, calibres de #15 a #45, e *tapers* .04 e .06 nos calibres #15 a #60, além dos *orifice openers* que apresentam conicidades .08 e .10

Além da variação no *taper*, os instrumentos rotatórios *K3* apresentam três planos radiais colocados assimetricamente, com a largura dos mesmos e profundidade das estrias diferentes. A maioria dos *designs* de limas tem sua resistência derivada da massa do material na área central ou do diâmetro do instrumento. As limas *K3* têm uma configuração

em que a maior parte da massa encontra-se dando suporte às lâminas cortantes, agregando força periférica para resistir à torção. As áreas de alívio minimizam o atrito com as paredes do canal, e a 3ª guia serve para estabilizar o instrumento, mantendo-o centralizado. Esta assimetria virtualmente eliminaria o transporte, ajudaria a prevenir o parafusamento da lima no canal, ao mesmo tempo em que adicionaria resistência periférica (Mounce, 2004; Gambarini, 2005).

De acordo com os fabricantes, os instrumentos *K3* são desenvolvidos com conicidades constantes, porém com ângulos helicoidais e *itches* variáveis, na intenção de se reduzir a sensação de rosqueamento das limas no interior do canal e otimizar a remoção dos debrís. Entretanto, Melo *et al.* (2008) não identificaram a presença do padrão proposto, onde a distância entre os *itches* seria menor próxima à ponta e maior em direção à haste do instrumento.

O desempenho clínico dos instrumentos *K3* tem sido amplamente investigado por diversos autores (Bergmans *et al.*, 2003; Schäfer & Florek, 2003; Schäfer & Schilingemann, 2003; Ayar & Love, 2004; Rodriguez & Luque, 2004; Yoshimine *et al.*, 2005; Guelzow *et al.*, 2005; Jodway & Hülsmann, 2006; Serota & Glassman, 2006; Al-Sudani & Al-Shahrani, 2006; Sonntag *et al.*, 2007; López *et al.*, 2008), que concluíram que estes instrumentos foram capazes de preparar canais com boas características morfológicas em relação à manutenção da curvatura original, com o mínimo de transporte.

A baixa incidência de fratura de instrumentos *K3* em canais simulados (Troian *et al.*, 2006), em dentes extraídos (Ankrum *et al.*, 2004; Guelzow *et al.*, 2005; Patiño *et al.*, 2005) ou durante uso clínico em pacientes (Di Fiore *et al.*, 2006), aliada à observação de que a exposição dos mesmos ao hipoclorito de sódio não influenciou sua resistência à fratura (Barbosa *et al.*, 2007), sustenta o uso seguro destes instrumentos no tratamento endodôntico.

O comportamento torcional de instrumentos *K3* foi considerado por Yared *et al.* (2003a, 2003b). Já a resistência à fadiga destes instrumentos foi investigada por Yao *et al.* (2006), Ray *et al.* (2007) e por Tripi *et al.* (2006), que concluíram que o desenho do instrumento, o calibre e o *taper* são os fatores mais importantes em seu comportamento em fadiga. As diferenças nas metodologias, calibres e *tapers* dos instrumentos *K3* investigados nestes

estudos dificultam a avaliação precisa da influência das características dimensionais e geométricas no comportamento mecânico dos mesmos.

Bahia *et al.* (2008) avaliando o efeito da deformação cíclica em torção na resistência à fratura dos instrumentos *K3*, observaram uma redução significativa na resistência à fadiga flexural dos instrumentos, entretanto, a resistência torcional não foi afetada. Este comportamento estaria associado às trincas longitudinais geradas durante o carregamento cíclico, que agiriam como sítios de nucleação para as trincas de fadiga flexural.

3.5.3 Sistema *EndoSequence*

O *design* dos instrumentos *EndoSequence* (*ES*) (Brasseler USA, Savannah, EUA) assemelha-se ao de um alargador endodôntico, com uma seção transversal triangular, porém tendo sido incorporada uma geometria com pontos de contato alternados (*alternate contact points* – ACPs). Estes ACPs são os responsáveis pela manutenção da lima centralizada no canal, eliminando a necessidade de guias radiais. Esta é uma importante modificação no *design*, uma vez que a falta de guias radiais torna os instrumentos mais afiados e mais eficientes, além da rigidez dos mesmos ser diminuída graças a uma menor quantidade de massa metálica (Koch & Brave, 2004; Herold *et al.*, 2007). De acordo com os fabricantes, a inexistência de guias radiais, além de aumentar tanto a eficiência de corte quanto a flexibilidade, reduz o embricamento nas paredes de dentina, além de minimizar o torque necessário para o funcionamento dos instrumentos.

É possível encontrar instrumentos rotatórios de NiTi com diferentes características relativas à ponta. Alguns fabricantes descrevem seus instrumentos como tendo “pontas modificadas”, “pontas parcialmente ativas” ou “ponta-guia”. O sistema *EndoSequence* apresenta uma “ponta de precisão”, que por definição, é aquela cuja ponta não cortante se torna ativa aproximadamente em D₁, associando segurança à eficiência (Koch & Brave, 2004).

Outra característica das limas *ES* é o fato destas serem submetidas industrialmente a um processo de polimento eletrolítico, um mecanismo proposto para melhorar a qualidade superficial dos instrumentos de NiTi, com o intuito de inibir a nucleação de trincas, e, conseqüentemente, aumentar a sua resistência à fadiga. Os resultados após este tratamento de superfície seriam um instrumento com maior eficiência de corte e maior resistência ao desgaste (Koch & Brave, 2004). Embora alguns estudos (Rapisarda *et al.*,

2000; Rapisarda *et al.*, 2001; Anderson *et al.*, 2007; Boessler *et al.*, 2009) atestem o aumento da resistência e durabilidade das limas de NiTi após tratamentos de superfície, Herold *et al.*(2007) não verificaram o efeito de inibição da nucleação de microtrincas após uso clínico simulado de limas *EndoSequence* .06.

A eficiência de corte dos instrumentos *ES* é alta, comparável àquela obtida pelos instrumentos *ProTaper*. O que confere esta maior capacidade de corte são bordas cortantes afiadas, obtidas através de usinagem e polimento eletrolítico, e os ACPs que permitem que a parte do instrumento que se prende às paredes dentinárias tenha uma ação de corte efetiva. Apesar da grande quantidade de raspas de dentina geradas durante a utilização destes instrumentos, a presença de ângulos helicoidais variáveis garante a remoção dos debris. Tanto os ângulos helicoidais e *itches* variáveis, associados aos pontos de contato alternados e à ausência de guias radiais, diminuem a sensação de rosqueamento das limas no interior dos canais (Koch & Brave, 2004).

Os instrumentos rotatórios *EndoSequence* encontram-se disponíveis em conicidades .04 e .06, com uma parte ativa de aproximadamente 16mm, e diâmetros de ponta de #15 a #50 (Koch & Brave, 2004).

3.6 Fratura de Instrumentos Rotatórios de NiTi

Apesar da maior flexibilidade dos instrumentos confeccionados em NiTi, sua fratura ainda é uma preocupação, uma vez que estes podem se romper sem qualquer sinal visível de deformação plástica. Logo, a inspeção visual não é um método confiável para avaliação das limas de NiTi usadas (Pruett *et al.*, 1997; Sattapan *et al.*, 2000; Patiño *et al.*, 2005).

A recomendação mais segura seria o descarte dos instrumentos após períodos de uso específicos, que dependem do *design* e diâmetro dos mesmos, forma de uso e geometria do canal radicular. Em curvaturas acentuadas, com pequeno raio de curvatura e grande ângulo, descartar os instrumentos após um único uso pode ser o procedimento mais adequado (Pruett *et al.*, 1997). Entretanto, Yared *et al.* (1999) e Bahia & Buono (2005) mostraram ser seguro o uso dos instrumentos em dez canais radiculares curvos, ou seja, cinco molares, já que apenas os canais curvos induzem fadiga nos instrumentos durante o preparo mecânico. Vieira *et al.* (2008) mostraram a utilização de instrumentos *ProTaper* para a formatação de oito molares sem a ocorrência de fraturas.

Segundo Ruddle (2003), existem muitos fatores que influenciam isoladamente ou em combinação, na fratura de limas endodônticas. Entre as características relacionadas ao *design* dos instrumentos, pode-se citar a porcentagem de conicidade dos mesmos e se esta é fixa ou variável; o ângulo de corte, negativo, positivo ou neutro; a geometria da secção transversal; a configuração da ponta e o tamanho do ângulo helicoidal. Estas características influenciarão na flexibilidade, na eficiência de corte e conseqüentemente na segurança das limas. Além disso, é possível afirmar que cada sistema de instrumentos de NiTi apresenta uma velocidade e valor de torque ideais para garantir um bom desempenho clínico.

O comportamento superelástico das ligas NiTi, e como conseqüência, dos instrumentos endodônticos confeccionados desta é representado pelo patamar de transformação martensítica, dentro do qual a tensão permanece aproximadamente constante até o final da transformação. A martensita é capaz de absorver até 8% de deformação recuperável. Na presença de mínima deformação adicional há uma resposta linear até o limite elástico, causada pela deformação elástica da martensita auto-acomodada. Qualquer deformação adicional a esta resulta em deformação plástica, com aparecimento de pequena quantidade de escorregamento e movimento de deslocamentos, e posterior fratura (Gambarini, 2000).

Dois mecanismos distintos de fratura foram descritos por Sattapan *et al.* (2000) em instrumentos rotatórios: fratura por fadiga e por torção. Os instrumentos fraturados por torção geralmente apresentam características de deformação plástica, enquanto aqueles que falharam por fadiga não exibem tais padrões de deformação.

3.6.1 Fratura por fadiga por flexão

O termo fadiga é apropriado para se referir à fratura dos materiais submetidos a tensões cíclicas e a resistência dos materiais à fadiga é um dos aspectos mais importantes a serem considerados nas aplicações de dispositivos que utilizam partes rotatórias. A fratura por fadiga nos metais envolve três estágios: a nucleação de trincas, seu crescimento lento e progressivo e a fratura final rápida. De um modo geral, as trincas se iniciam na região submetida à máxima tração, em imperfeições dos metais localizadas na superfície da peça ou próximas a ela. Estas imperfeições superficiais e subsuperficiais agem como concentradores de tensão, provocando a deformação plástica localizada (Courtney, 1990).

Tensões cíclicas, ou seja, tensões que variam com o tempo, promovem o crescimento das trincas nucleadas superficialmente. Como conseqüência da propagação das trincas de fadiga, ocorre a diminuição da área da secção transversal resistente que, associada ao aumento local da tensão, leva à fratura final rápida. Em outras palavras, a fratura final ocorre no instante em que as trincas cobrem uma área tal da seção solicitada que a área restante é insuficiente para acomodar a força aplicada. O processo resulta em uma fratura macroscopicamente frágil, com deformação plástica observável geralmente somente na região correspondente à fratura final. O processo de fadiga implica que a estrutura irá suportar certo número de ciclos de tensão ou deformação anteriormente à fratura (Courtney, 1990).

As fraturas por fadiga flexural originam-se quase exclusivamente na superfície da peça ou próximo a ela. Em todos os materiais, há regiões de não-homogeneidade localizada, como também de falhas superficiais, entalhes e inclusões, que causam concentração de tensões localizadas. Todos os fatores acima mencionados resultam em deformações plásticas localizadas, que sob a ação de tensões cíclicas, produzem irregularidades microscópicas na superfície da peça. A aplicação contínua de tensões acentua estas irregularidades superficiais, ao ponto em que a trinca superficial pode ser considerada nucleada (Courtney, 1990).

Quando o instrumento é girado no interior de um canal curvo, ele sofre tensões de compressão na região em contato com a parede interna da curvatura, e de tração na parede externa que se alternam com a rotação. Esta alternância repetida de forças de tração e compressão induzidas nos instrumentos é uma forma de carregamento cíclico, que induz a nucleação de trincas que crescem, coalescem e se propagam 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 de curvatura máxima do canal radicular (Serene *et al.*, 1995; Pruett *et al.*, 1997; Booth *et al.*, 2003; Bahia & Buono, 2005).

Quando se pensa nos modos de carregamento a que os instrumentos rotatórios de NiTi são submetidos no SCR, observa-se carregamento simultâneo de flexão e torção. Em determinadas situações, dependendo da geometria e calibre original do canal, associados ao desenho e diâmetro do instrumento e à pressão apical exercida, tensões de tração, compressão e torção podem incidir concomitantemente sobre o instrumento endodôntico

(Bahia & Buono, 2005; Bahia *et al.*, 2008). O acoplamento destas diferentes tensões pode resultar em efeitos reais, severos e complexos sobre o comportamento do material.

De acordo com Pruett *et al.* (1997), 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, e a vida em fadiga diminui. Experimentalmente, observou-se que quanto mais abrupta a curvatura, menor será seu raio e menor número de ciclos serão necessários até a fratura do instrumento (Pruett *et al.*, 1997; Mize *et al.*, 1998; Haikel *et al.*, 1999).

A geometria do canal, associada ao diâmetro do instrumento no ponto de curvatura máxima, determinado pela distância da curvatura à sua ponta, definirá a severidade das tensões sobre a haste flexionada e o processo de fadiga da mesma. Clinicamente, a vida em fadiga do instrumento estará relacionada ao grau ao qual ele é flexionado no interior de um canal curvo, com maiores flexões causando uma menor expectativa de vida (Pruett *et al.*, 1997; Bahia & Buono, 2005).

O diâmetro dos instrumentos, que se encontra relacionado em geral com sua conicidade e calibre, é um importante fator no controle da resistência à fadiga. A deformação na superfície externa dos instrumentos aumenta proporcionalmente ao diâmetro dos mesmos. Este fator torna os instrumentos mais calibrosos sujeitos a uma maior deformação por ciclo, o que resulta na sua fratura após um número menor de ciclos (Pruett *et al.*, 1997; Haikel *et al.*, 1999; Gambarini, 2001b; Melo *et al.*, 2002; Bahia & Buono, 2005).

O *design* dos instrumentos e tratamentos de superfície parecem ter um importante papel na resistência à fadiga. Na verdade, uma combinação de fatores, tais como pequena área da seção transversal, presença de guias radiais, e um grande número de espirais foram os responsáveis por uma maior resistência à fadiga em instrumentos rotatórios de NiTi, como relatado por Tripi *et al.* (2006).

Uma vez submetidas à deformação cíclica, mesmo com valores de tensão mais baixos que o necessário para se induzir a fratura por carregamento monotônico, as ligas NiTi geralmente apresentam deformação residual permanente, e não é possível evitar o aumento

desta. Isto se dá devido à elevação na densidade das deslocções e à formação de variantes de martensita estabilizadas, as quais não sofrem a transformação reversa para austenita após a descarga. O termo fadiga funcional indica que durante o carregamento cíclico, as ligas com memória de forma geralmente sofrem uma redução nas suas propriedades funcionais, associada a um aumento na deformação residual causada por uma transformação reversa incompleta e mudança nas temperaturas de transformação (Eggeler *et al.*, 2004).

3.6.2 Fratura por torção

A fratura por torção dos instrumentos endodônticos se dá quando a ponta, ou qualquer outra parte do instrumento, se prende às paredes do canal, enquanto a haste continua girando. O limite elástico do metal é excedido e o instrumento sofre deformação plástica seguida de fratura, especialmente em canais atrésicos e curvos (Serene *et al.*, 1995; Bahia *et al.*, 2006). A fratura ocorrerá quando a tensão no instrumento, na região onde encontra-se preso, for maior que a resistência do mesmo (Gambarini, 2001c; Peters & Barbakow, 2002; Yared, 2004).

Segundo Bolger & 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 (número de graus que o instrumento é girado). 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).

Os valores de torque gerados durante o preparo dos canais dependem de vários fatores, e talvez o mais importante seja a extensão da área de contato entre as paredes dentinárias e o instrumento. Esta área de contato e a conseqüente fricção criada são influenciadas pela seqüência de instrumentação e pelas características de cada instrumento. Uma técnica de instrumentação *crown-down* é superior à *step back* na diminuição dos riscos de fratura, por impedir que uma grande área do instrumento fique em contato com a dentina e possa prender-se (Peters, 2004).

É importante ressaltar que os limites elástico e de fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi, assim como sua eficiência de corte, são dependentes do *design*, dimensão e conicidade dos mesmos (Gambarini, 2001a). Este autor sugere que os valores ideais de torque para cada instrumento deveriam ser estabelecidos pelos fabricantes, de forma a associar a melhor capacidade de corte a um menor risco de fratura. Em vários estudos foi observada uma relação direta entre os valores de torque até a fratura e o diâmetro do instrumento (Svec & Powers, 1999; Peters & Barbakow, 2002; Bahia *et al.*, 2006; Ulmann & Peters, 2005).

O torque aplicado ao instrumento é um entre muitos parâmetros que influenciam a incidência de travamento, deformação e fratura por torção (Bolger & Gough; 1985). Quando um instrumento é utilizado com um alto valor de torque, ele mostra-se muito ativo e é provável um aumento na incidência de fratura. Caso o nível de torque aplicado ao instrumento seja igual ou maior que o seu valor de torque até a fratura, o instrumento irá deformar-se e/ou romper-se caso ele se prenda às paredes do canal (Gambarini, 2001b,c; Peters & Barbakow, 2002; Yared & Sleiman, 2002, Bahia *et al.*, 2006). Entretanto, Berutti *et al.* (2004) mostraram que, independentemente do torque máximo estipulado para cada instrumento, a utilização de altos valores de torque no motor possibilita a formatação de um número maior de canais, desde que uma pré-dilatação coronária tenha sido realizada previamente. Além disso, Yared & Sleiman (2002) observaram que o uso de motores de baixo torque reduziria a eficiência de corte do instrumento e sua progressão no canal radicular ficaria mais difícil, levando o operador a forçá-lo apicalmente, aumentando as chances de travamento, deformação e fratura do mesmo.

Peters *et al.* (2003) e Booth *et al.* (2003) demonstraram que os valores de torque se correlacionam não apenas à força apical exercida, mas também ao volume anatômico do canal a ser preparado e a sua curvatura. A instrumentação de canais estreitos e constrictos submete os instrumentos rotatórios a maiores cargas torcionais. De forma similar, a pressão apical exercida aumenta simultaneamente durante o preparo de canais menos volumosos.

Yared (2004) e Bahia *et al.* (2006) sugerem 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 até a fratura e de deflexão angular máxima dos instrumentos usados. Estes resultados sugerem que o uso dos instrumentos afeta tanto os valores de deflexão angular quanto os de torque

até a fratura. Logo, os motores com baixos valores de torque podem prevenir a fratura por torção somente se os valores selecionados forem aqueles referentes ao primeiro uso do instrumento. O melhor seria evitar o uso clínico prolongado e utilizar instrumentos rotatórios de NiTi novos para os casos mais complexos (Gambarini 2001c).

O desenvolvimento da instrumentação rotatória realizada por instrumentos confeccionados em NiTi provavelmente foi o avanço mais valioso na Endodontia nos últimos anos. Os estudos têm mostrado que estes sistemas são capazes de preparar canais radiculares com excelentes conicidades, menos transporte dos canais, conservação de estrutura dentinária e com uma velocidade muito maior que quando se utiliza limas manuais. Estes instrumentos proporcionam uma formatação segura, uma vez que a liga é superelástica e pode ser muito mais flexionada que o aço inoxidável antes de exceder seu limite elástico.

O conhecimento detalhado sobre o comportamento dos instrumentos rotatórios de NiTi quando submetidos a fadiga flexural e torcional é importante para garantir sua utilização clínica com segurança. Uma questão relevante está em se determinar se o carregamento cíclico durante a formatação de canais curvos é capaz de afetar as propriedades superelásticas dos instrumentos.

De acordo com a literatura, muitas vezes as propriedades funcionais das ligas superelásticas são afetadas pelo carregamento cíclico (Eggeler *et al.*, 2004). Comprovadamente, sabe-se que o uso repetido dos instrumentos de NiTi, seja este clínico ou simulado, é capaz de alterar negativamente as propriedades e a resistência torcional (Yared, 2003a,b; Yared, 2004; Ulmann & Peters, 2005; Bahia *et al.*, 2006; Bahia *et al.*, 2008; Vieira *et al.*, 2008) e a fadiga flexural dos mesmos (Haikel *et al.*, 1999; Gambarini, 2001b; Fife *et al.*, 2004; Bahia & Buono, 2005). Sabe-se que fatores geométricos e/ou mecânicos podem afetar positiva ou negativamente a flexibilidade destes instrumentos e alterar, conseqüentemente, o comportamento dos mesmos durante a sua utilização. Por sua vez, a literatura não mostra o efeito das tensões aplicadas durante o uso destes instrumentos sobre sua resistência ao dobramento. Estabelece-se, portanto, a necessidade de um estudo detalhado sobre o assunto, uma vez que alguns aspectos ainda permanecem obscuros e muito do que se sabe a respeito da utilização destes instrumentos se baseia apenas em informações sugeridas pelos fabricantes ou estudos comparativos sobre características dos preparos obtidos a partir do uso de cada sistema.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

A parte experimental deste estudo foi conduzida nos laboratórios do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais e nos laboratórios da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais.

Para atingir os objetivos almejados, os instrumentos rotatórios de NiTi foram adquiridos e divididos nos seguintes grupos;

GRUPO A: instrumentos do Sistema *Protaper Universal* (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), calibres S2, F1 e F2, totalizando 110 instrumentos

GRUPO B: instrumentos do Sistema *K3*, nos calibres e tapers 20/.06, 25/.06 e 30/.06, totalizando 110 instrumentos

GRUPO C: instrumentos do Sistema *EndoSequence*, nos seguintes calibres e tapers – 20/.06, 25/.06 e 30/.06, totalizando 110 instrumentos

4.1 Caracterização das Propriedades Físicas, Químicas e Estruturais

Amostras de instrumentos de cada um dos sistemas foram empregadas nas etapas de caracterização física, química e estrutural dos mesmos.

4.1.1 Caracterização das propriedades químicas

Para se verificar se os instrumentos rotatórios de NiTi dos sistemas anteriormente mencionados são fabricados com ligas que apresentam características semelhantes, estes foram analisados por espectroscopia de energia de raios X (EDS) (Noran TN-M3055, Noran, Middleton, EUA) em um Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) (JSM 6360LV, Jeol, Toquio, Japão). Para cada instrumento, foram selecionadas aleatoriamente 10 áreas, para determinação semi-quantitativa de sua composição química.

4.1.2 Caracterização das propriedades físicas

4.1.2.1 Determinação das fases presentes no material

As fases presentes nos instrumentos foram analisadas por Difractometria de Raios X (DRX) (PW 1710, Philips Analytical, Almelo, Holanda). Como se trata de uma amostra com uma topografia heterogênea, espiralada, 6 instrumentos de cada um dos grupos avaliados tiveram seus cabos removidos e foram posicionados lado a lado, de forma alternada (um pra cima e outro pra baixo), sobre uma fita adesiva, a fim de que ficassem o mais próximo possível, no intuito de se evitar interferências na análise. Este conjunto foi posicionado no porta-amostras e ensaiado, utilizando-se radiação Cu K α e um cristal monocromador de grafita.

4.1.2.1 Determinação das temperaturas de transformação no material

Com o objetivo de caracterizar as temperaturas de transformação da liga utilizada na fabricação de instrumentos dos diferentes sistemas comerciais, fragmentos de instrumentos foram analisados por calorimetria diferencial exploratória – DSC (DSC 60, Shimadzu, Kyoto, Japão) (Figura 3). Amostras de aproximadamente 5mm de comprimento, foram seccionadas cuidadosamente com auxílio de um alicate de corte, pesadas em balança de precisão (Mettler 54, Mettler, Zurique, Suíça). Cada amostra, apresentando um peso de aproximadamente 30 miligramas, foi ensaiada por dois ciclos consecutivos, em intervalos de temperatura de -80 $^{\circ}$ C a 80 $^{\circ}$ C, com taxa de aquecimento/resfriamento de 10 $^{\circ}$ C/mim. Após a obtenção das curvas de DSC, observou-se que transformações estruturais nas ligas NiTi são reveladas como picos endotérmicos nas curvas de aquecimento e picos exotérmicos nas curvas de resfriamento. Estas curvas foram analisadas em software específico do equipamento (TA-60WS, Shimadzu, Kyoto, Japão) para determinação das temperaturas de transformação martensítica inicial e final (Ms e Mf), temperaturas de transformação reversa inicial e final (As e Af) e energia associada. Cada ensaio foi repetido três vezes, com diferentes amostras de cada instrumento.

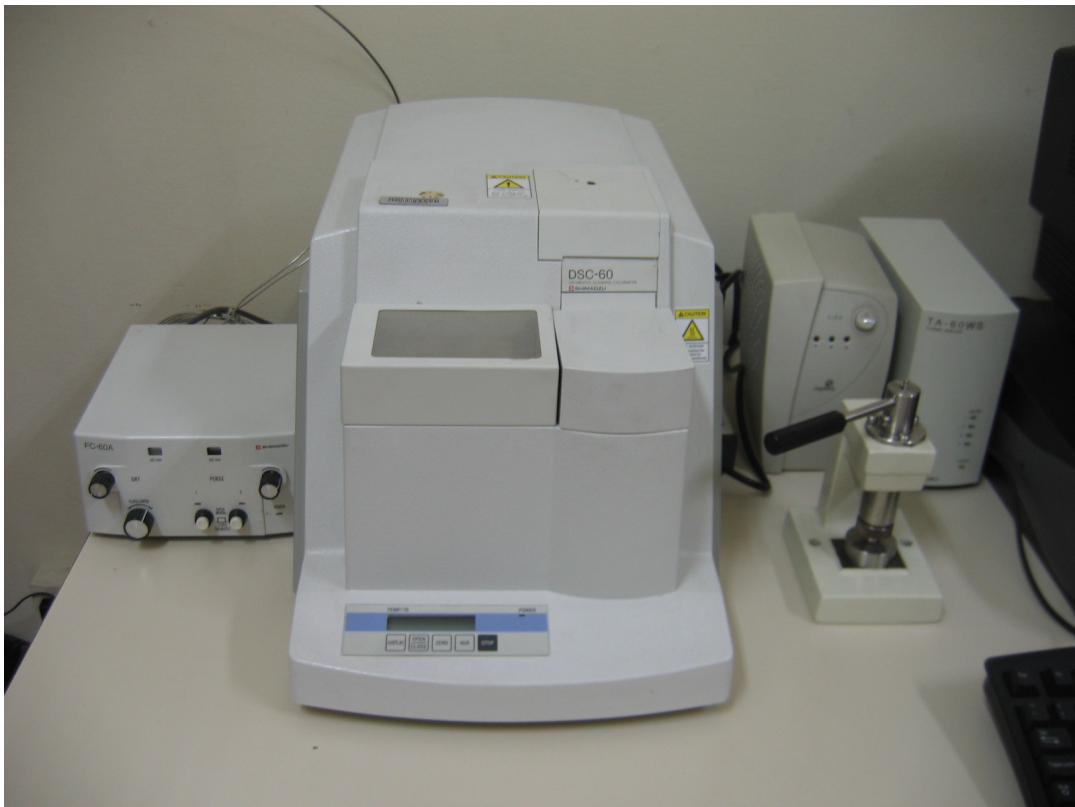


Figura 3: Aparelho de DSC utilizado para identificação das temperaturas de transformação da liga NiTi

4.2 Caracterização Geométrica e Estabilidade Dimensional dos Instrumentos

4.2.1 Análise dos instrumentos

Todos os instrumentos foram inspecionados em uma lupa estereoscópica (Wild M8, Alemanha), com aumentos entre 6x e 50x. Durante esta inspeção foi empregado um suporte giratório, onde os instrumentos foram inseridos, posicionados no campo focal do aparelho e girados em 360° para observação (Figura 4).

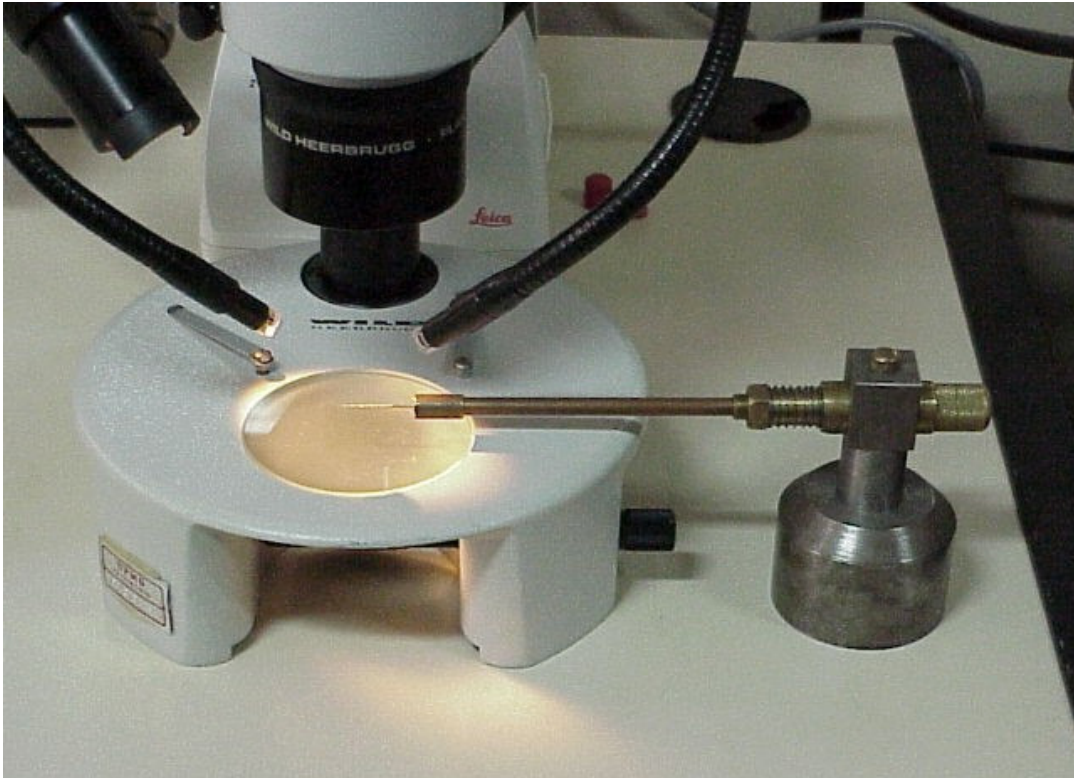


Figura 4: Suporte giratório com lima posicionada para ser observada na lupa estereoscópica

Esta inspeção se deu com o intuito de se observar o aspecto superficial e a geometria, em termos de padronização da ponta e ao longo da haste cortante, bem como defeitos de fabricação. Alguns instrumentos foram selecionados para serem analisados por microscopia eletrônica de varredura – MEV (JSM 6360, Jeol, Toquio, Japão).

4.2.2 Medidas dos diâmetros e comprimento da parte ativa dos instrumentos

Para se conhecer as medidas dos diâmetros dos instrumentos a cada milímetro da parte ativa, bem como para estabelecer a conicidade dos mesmos, 12 instrumentos escolhidos aleatoriamente, de cada um dos calibres avaliados nos Grupos A, B e C 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), entendendo-se por diâmetro a maior distância entre as extremidades do instrumento perpendicularmente ao seu eixo longitudinal, em medidas realizadas em intervalos regulares de 1mm a partir da ponta (Figura 5). Inicialmente foram traçadas linhas tangenciando toda a parte ativa dos instrumentos. Em seguida foram determinados os segmentos de 1mm e as linhas perpendiculares foram traçadas. Esta parte do estudo teve como objetivo avaliar as características e a uniformidade dimensionais entre instrumentos de mesmo calibre e entre diferentes sistemas

comerciais, além de comparar as informações obtidas com aquelas fornecidas pelo fabricante.

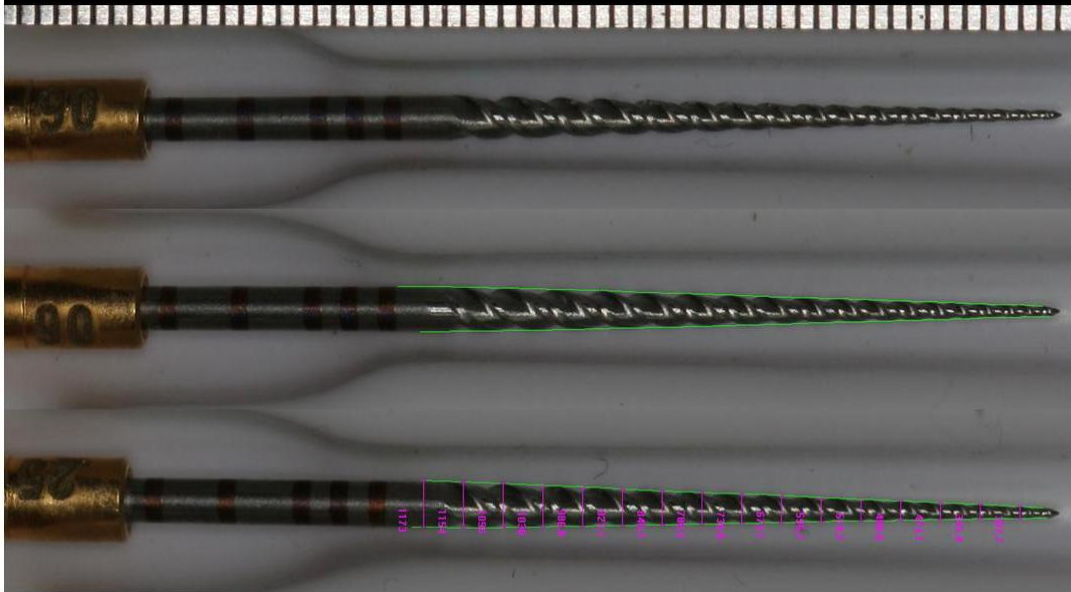


Figura 5: Exemplo da mensuração de diâmetro dos instrumentos a cada milímetro da ponta

4.2.3 Medidas da área da seção transversal dos instrumentos

Além da mensuração dos instrumentos ao longo de sua parte ativa, as características de design e a área da seção transversal dos mesmos foram avaliadas, com o objetivo de se determinar a influência da área da seção transversal destes instrumentos na flexibilidade dos mesmos. Para tanto, os instrumentos, um de cada tipo avaliado nos Grupos A, B e C foram seccionados a aproximadamente 2,5mm da ponta utilizando-se uma cortadeira metalográfica *ISOMET 1000* (Buehler, Illinois, EUA). Após acabamento em lixa grana 1000, as limas foram fotografadas utilizando uma câmera fotográfica *Evolution LC* (Media Cybernetics, Silver Spring, MD, EUA) acoplada a uma lupa estereoscópica e a distância do corte à haste mensurada através do software *ImagePro Plus 6.0*. As imagens da seção transversal dos instrumentos foram captadas por MEV (Figura 6), com um aumento de 150x. Em seguida, aproximadamente 0,5mm da seção foi removido com lixa, o comprimento restante determinado novamente e novas imagens captadas

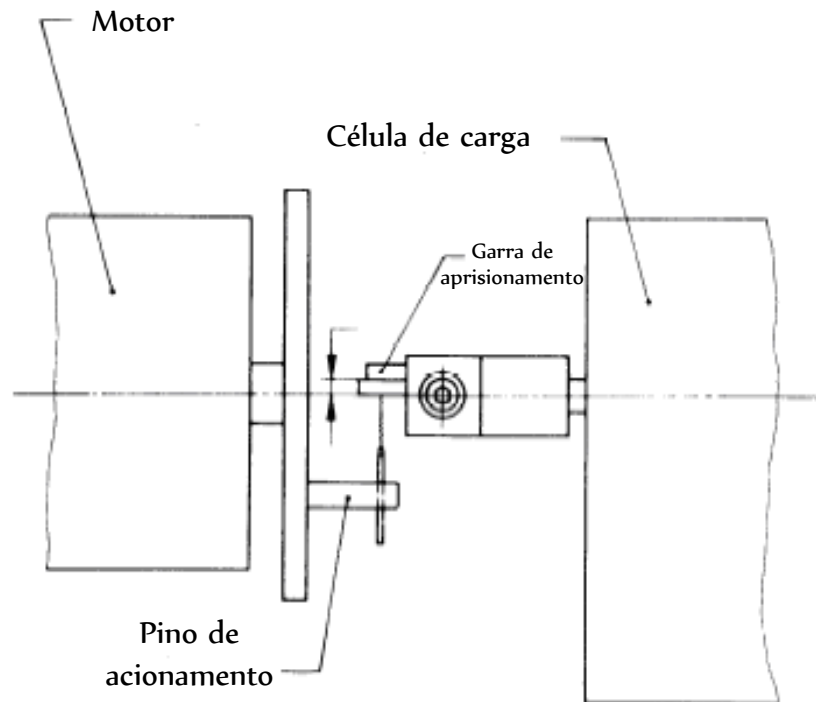


Figura 6: Microscópio eletrônico de varredura JSM 6360, utilizado para visualização do aspecto superficial dos instrumentos e das áreas das seções transversais.

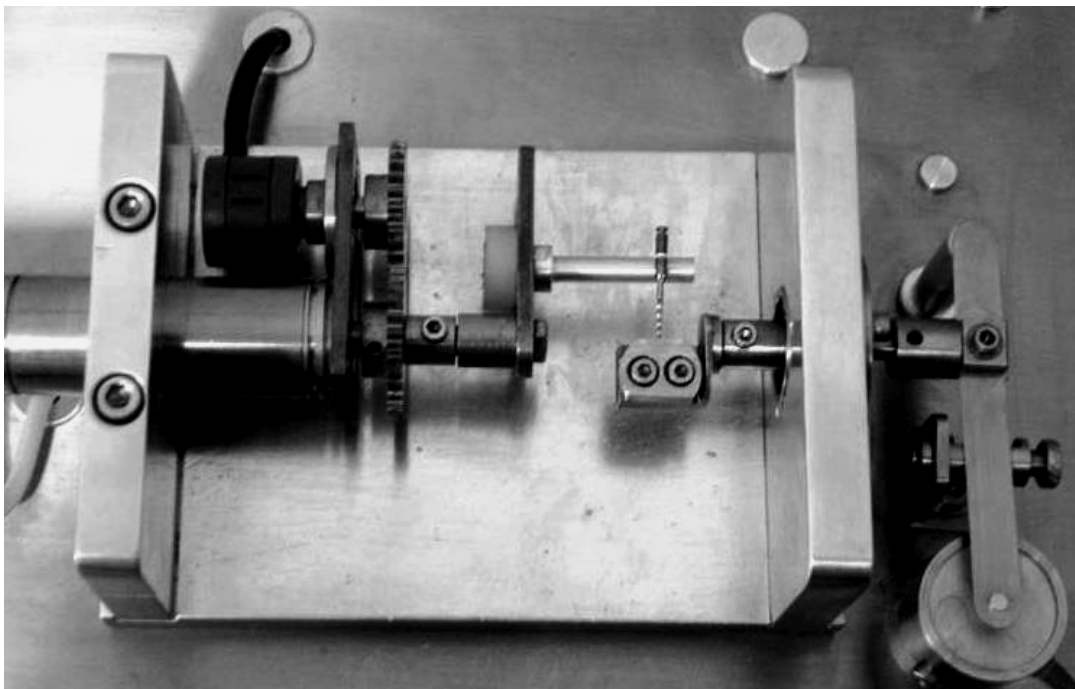
As medidas das áreas das duas imagens digitalizadas de cada instrumento foram, então, analisadas e calculadas através do mesmo programa de análise de imagens. A área da superfície a exatamente 3 mm da ponta dos diferentes instrumentos foi obtida por interpolação linear destes dois valores.

4.3 Ensaios de Dobramento a 45°

Para os ensaios de dobramento a 45° dos instrumentos foi utilizada uma máquina de testes (Análogica, Belo Horizonte, MG, Brasil) construída com base na especificação ISO 3630-1 (International Organization for Standardization, 1992) (Figura 7). Para a colocação dos instrumentos na máquina de testes, os cabos foram removidos com um alicate adequado no ponto de união do cabo com a haste. A ponta de cada instrumento foi então introduzida na garra de aprisionamento, de forma perpendicular ao pino de acionamento. Esta garra encontra-se conectada a uma célula de carga e o posicionamento adequado da ponta do instrumento foi feito com o auxílio de um batente de 3mm de profundidade usinado na parte inferior da garra. Para o aprisionamento seguro da ponta do instrumento foram utilizadas duas chapas de cobre recozido, de 0.3mm de espessura, posicionadas entre o instrumento e as garras.



(a)



(b)

Figura 7: Posicionamento correto do instrumento na Máquina de Testes em Bancada durante os ensaios de dobramento, (a) desenho esquemático da especificação ISO 3630-1 e (b) bancada de testes.

Uma vez posicionados adequadamente na bancada de testes, os instrumentos foram submetidos a uma carga, realizada pelo pino de acionamento, que empurra o instrumento até a posição de 45° em relação a seu longo eixo, e então ocorre a descarga. O momento

de dobramento (M_D) foi determinado diretamente pelo torque necessário para realizar este movimento captado pela célula de carga. O dispositivo de ensaio possui, ainda, um programa responsável pela aquisição e processamento dos dados, especialmente desenvolvido para a comunicação com os instrumentos de leitura.

Foram realizados testes de dobramento em 10 instrumentos novos de cada um dos calibres avaliados, em cada um dos sistemas de instrumentos rotatórios, que constituíram os Grupos Controle para dobramento a 45°: S2, F1 e F2 ou 20/.06, 25/.06 e 30/.06

Grupo 1A - formado por 10 instrumentos de cada tipo, S2, F1 e F2, que serviram de referência para estabelecer os valores médios de flexibilidade do sistema ProTaper Universal;

Grupo 1B - formado por 10 instrumentos de cada tipo, 20/.06, 25/.06 e 30/.06, que serviram de referência para estabelecer os valores médios de flexibilidade do sistema K3;

Grupo 1C - formado por 10 instrumentos de cada tipo, 20/.06, 25/.06 e 30/.06, que serviram de referência para estabelecer os valores médios de flexibilidade do sistema EndoSequence;

Em seguida, o mesmo teste foi realizado naqueles instrumentos ensaiados em condições que simulam o uso clínico, tanto em Fadiga Flexural até 1/4 e 3/4 de sua vida útil quanto em Torção, como descrito a seguir. Os resultados foram então comparados para avaliação de possíveis alterações ocorridas na flexibilidade dos instrumentos decorrentes do uso clínico simulado.

4.4 Efeitos do Uso Clínico Simulado Sobre a Flexibilidade de Instrumentos Rotatórios de NiTi

4.4.1 Ensaio de deformação por fadiga por flexão

Os ensaios de fadiga foram realizados em um dispositivo de bancada que permite a livre rotação dos instrumentos em um canal artificial curvo e simula a condição geométrica limite da instrumentação rotatória na prática clínica, considerando a região de curvatura máxima.

O dispositivo de ensaio de fadiga consiste em uma base de aço carbono com suportes para fixação da peça de mão e um canal artificial, de forma que 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 8).

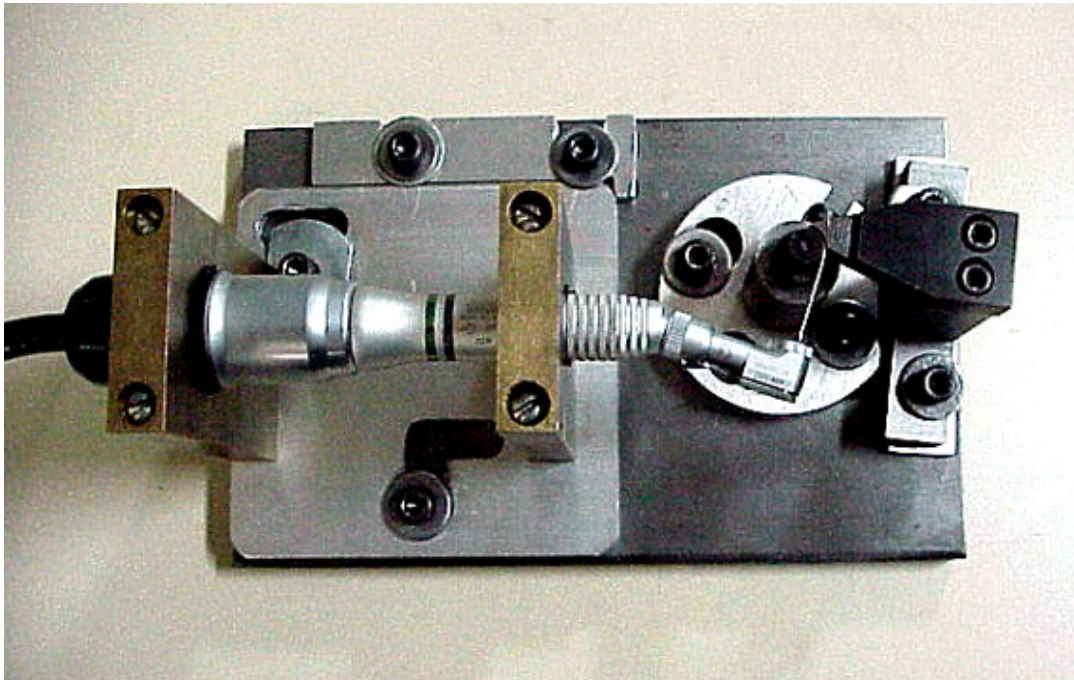


Figura 8 : Dispositivo de bancada para ensaios de fadiga flexural.

O posicionamento dos instrumentos no canal artificial, de forma a definir o ponto de curvatura máxima em torno de 3mm da ponta, foi realizado considerando a região do instrumento submetida às condições mais severas de deformação cíclica durante a formatação dos canais radiculares curvos (Martins *et al.*, 2002; Bahia & Buono, 2005; Vieira *et al.*, 2008).

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 um ângulo de curvatura de 45° e raio de 5 mm. A geometria do canal artificial, caracterizada por seu ângulo e raio de curvatura, foi escolhida com base em valores médios destes parâmetros obtidos na literatura (Pruett *et al.*, 1997; Haikel *et al.*, 1999; Bahia & Buono, 2005). Após sua usinagem, o canal artificial foi temperado e revenido, para impedir o

desgaste pelos instrumentos ensaiados, especialmente os de maior diâmetro, o que poderia alterar o raio de curvatura especificado (Figura 9). Como os instrumentos dos sistemas avaliados apresentam comprimentos variados, devido especialmente a cabos e hastes de tamanhos diferentes, foi necessária a confecção de três bancadas individuais, uma para ser utilizada com cada sistema. Essas bancadas, cujos canais artificiais foram construídos com as mesmas características geométricas, garantiam que o ponto de flexão máxima se localizasse sempre à mesma distância, 3 mm, da ponta dos instrumentos.



Figura 9: Instrumento posicionado no canal artificial de aço.

A peça de mão utilizada (WH 975, Dental Work, Burmoos, Áustria) possui redução de 16:1 e o acionamento das limas será realizado utilizando-se um motor elétrico endodôntico de baixa rotação e controle de torque (EndoPlus, VK-Driller, São Paulo, SP, Brasil). O motor foi operado a 300 rpm e programado para exercer um torque de 5N.cm (0,05N.m).

Durante os ensaios, o atrito foi minimizado pelo emprego de óleo mineral como lubrificante. O tempo de ensaio foi registrado utilizando um cronômetro digital e o número de ciclos até a fratura (NCF) obtido multiplicando-se a velocidade de rotação pelo tempo gasto até a fratura.

Os ensaios foram monitorados posicionando-se a bancada de fadiga sob uma lupa estereoscópica como mostrado na Figura 10, para que, tanto o acionamento do cronômetro como do motor, quanto a interrupção do movimento rotacional no momento da fratura, fossem instantâneos. O ponto de fratura em relação à ponta do instrumento foi determinado medindo-se o instrumento fraturado com uma régua endodôntica.

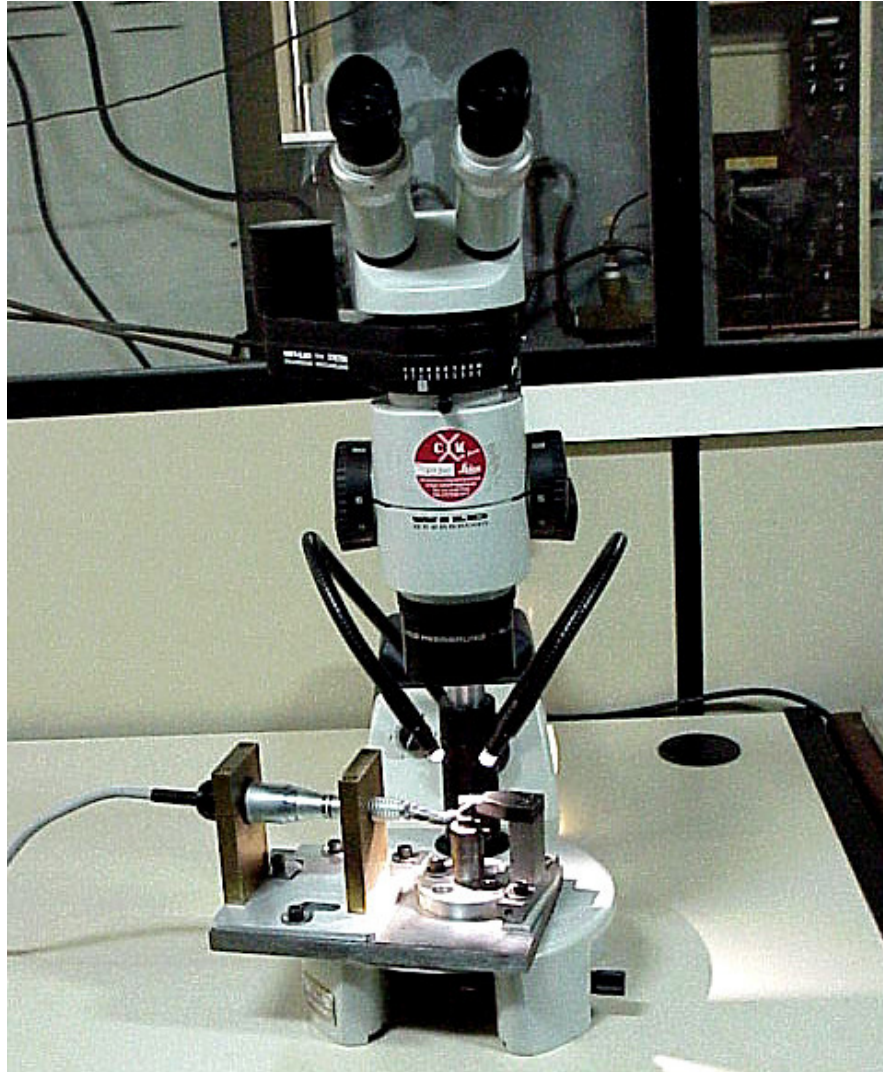


Figura 10: Bancada de teste posicionada na lupa estereoscópica.

Dez instrumentos de dois calibres diferentes dos sistemas avaliados, foram ensaiados até a ruptura na bancada descrita para estabelecer a vida em fadiga média dos mesmos, através do número médio de ciclos até a fratura que cada instrumento pôde realizar, constituindo os Grupos Controle para Fadiga Flexural.

Grupo 2A - formado por 10 instrumentos S2 e F1, que serviram de referência para estabelecer o número médio de ciclos até a fratura que um instrumento ProTaper Universal sem uso pode realizar, em condições as mais próximas possíveis da prática clínica;

Grupo 2B - formado por 10 instrumentos 20/.06 e 25/.06, que serviram de referência para estabelecer o número médio de ciclos até a fratura que um instrumento K3 sem uso pode realizar, em condições as mais próximas possíveis da prática clínica;

Grupo 2C - formado por 10 instrumentos 20/.06 e 25/.06, que serviram de referência para estabelecer o número médio de ciclos até a fratura que um instrumento EndoSequence sem uso pode realizar, em condições as mais próximas possíveis da prática clínica;

4.4.2 Ensaios de dobramento após deformação por fadiga por flexão

Um total de 120 instrumentos nos mesmos calibres e tapers, compondo os Grupos Experimentais para Fadiga 3 e 4, foram ensaiados na bancada para testes de fadiga até 1/4 e 3/4 da sua vida em fadiga, respectivamente, e então submetidos a ensaios de dobramento a 45°, como previamente descrito, com o objetivo de se avaliar o efeito da deformação cíclica sobre a flexibilidade dos instrumentos de NiTi.

Grupo Experimental 3A - formado por 10 instrumentos S2 e F1, onde os mesmos foram ensaiados inicialmente no dispositivo de bancada para testes de fadiga até 1/4 de sua vida em fadiga e então testados em dobramento a 45°, para avaliação do efeito da deformação cíclica por fadiga flexural sobre a flexibilidade de instrumentos de NiTi do sistema ProTaper Universal;

Grupo Experimental 4A formado por 10 instrumentos S2 e F1, onde os mesmos foram ensaiados inicialmente no dispositivo de bancada para testes de fadiga até 3/4 de sua vida em fadiga e então testados em dobramento a 45°, para avaliação do efeito da deformação cíclica por fadiga flexural sobre a flexibilidade de instrumentos de NiTi do sistema ProTaper Universal;

Grupo Experimental 3B - formado por 10 instrumentos 20/.06 e 25/.06, onde os mesmos foram ensaiados inicialmente no dispositivo de bancada para testes de fadiga até 1/4 de sua vida em fadiga e então testados em dobramento a 45°, para avaliação do efeito da deformação cíclica por fadiga flexural sobre a flexibilidade de instrumentos de NiTi do sistema K3;

Grupo Experimental 4B formado por 10 instrumentos 20/.06 e 25/.06, onde os mesmos foram ensaiados inicialmente no dispositivo de bancada para testes de fadiga até 3/4 de sua

vida em fadiga e então testados em dobramento a 45°, para avaliação do efeito da deformação cíclica por fadiga flexural sobre a flexibilidade de instrumentos de NiTi do sistema K3;

Grupo Experimental 3C - formado por 10 instrumentos 20/.06 e 25/.06, onde os mesmos foram ensaiados inicialmente no dispositivo de bancada para testes de fadiga até 1/4 de sua vida em fadiga e então testados em dobramento a 45°, para avaliação do efeito da deformação cíclica por fadiga flexural sobre a flexibilidade de instrumentos de NiTi do sistema EndoSequence;

Grupo Experimental 4C formado por 10 instrumentos 20/.06 e 25/.06, onde os mesmos foram ensaiados inicialmente no dispositivo de bancada para testes de fadiga até 3/4 de sua vida em fadiga e então testados em dobramento a 45°, para avaliação do efeito da deformação cíclica por fadiga flexural sobre a flexibilidade de instrumentos de NiTi do sistema EndoSequence;

4.4.3 Ensaio de deformação cíclica por torção

As forças torsionais advindas da resistência de corte são responsáveis por um carregamento cíclico e são capazes de induzir trincas no material resultando em um processo de fadiga por torção. Além disso, durante a utilização clínica dos instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi, algumas vezes estes se prendem às paredes dos canais, e, devido ao uso de motores que imprimem baixos valores de torque, a instrumentação é interrompida sem que haja a ruptura da lima.

Visando um melhor entendimento do efeito deste tipo de carregamento cíclico sobre a flexibilidade dos instrumentos de NiTi, outros 10 instrumentos, S2 e F1 no Grupo A e 20/.06 e 25/.06 nos Grupos B e C, foram ensaiados simulando uma deformação cíclica em torção, e constituem os grupos 5A, 5B e 5C.

Grupo Experimental 5A - formado por 10 instrumentos S2 e F1, onde os mesmos foram ensaiados na máquina de torção e então testados em dobramento a 45°, para avaliação do efeito da deformação cíclica por torção sobre a flexibilidade dos instrumentos ProTaper Universal;

Grupo Experimental 5B - formado por 10 instrumentos 20/.06 e 25/.06, onde os mesmos foram ensaiados na máquina de torção e então testados em dobramento a 45°, para

avaliação do efeito da deformação cíclica por torção sobre a flexibilidade dos instrumentos K3;

Grupo Experimental 5C - formado por 10 instrumentos 20./06 e 25./06, onde os mesmos foram ensaiados na máquina de torção e então testados em dobramento a 45°, para avaliação do efeito da deformação cíclica por torção sobre a flexibilidade dos instrumentos EndoSequence;

Para estes ensaios de torção, realizados de acordo com a norma ISO 3630-1, foi utilizado o mesmo dispositivo para testes em bancada utilizado nos ensaios de dobramento a 45°, com modificações para os ensaios de torção, mostrado em detalhes na Figura 11.

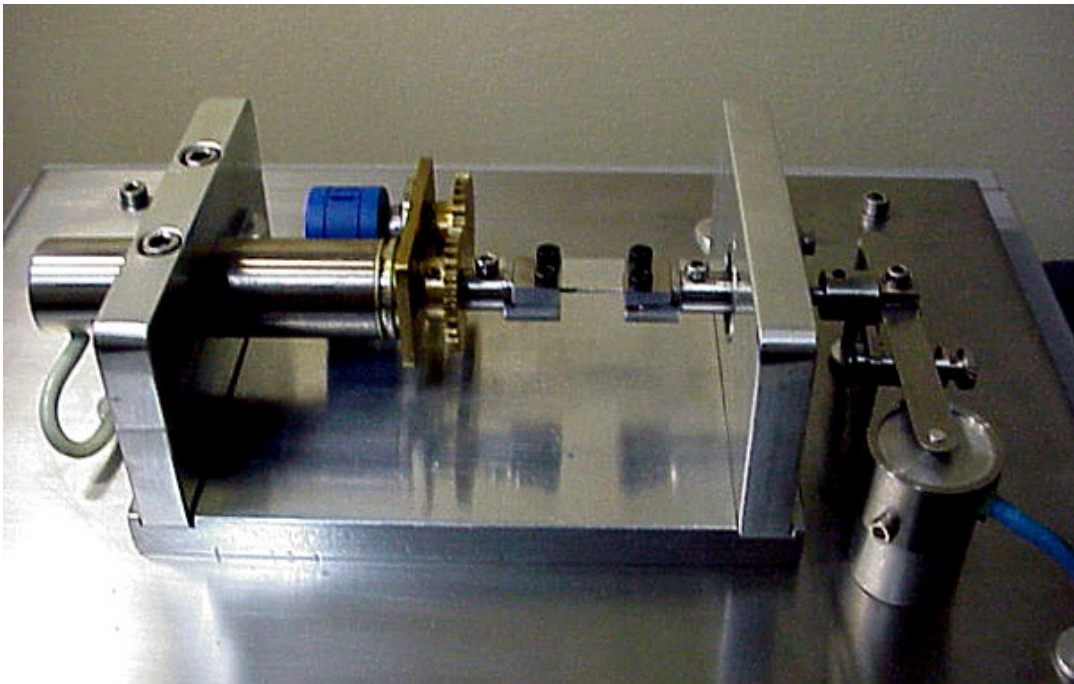


Figura 11: Dispositivo de bancada para teste de torção. FONTE - Bahia, 2004

A aferição do torque foi realizada utilizando-se uma célula de carga, que através de um braço de alavanca mede o torque sobre o eixo que suporta a ponta fixa do instrumento.

Para a colocação dos instrumentos na máquina de testes, os cabos foram removidos no ponto de união do cabo com a haste e esta introduzida na garra de acionamento. Os 3 mm finais da ponta do instrumento foram presos na outra garra conectada à célula de carga (Figura 12), com o auxílio do batente usinado na parte inferior da garra.

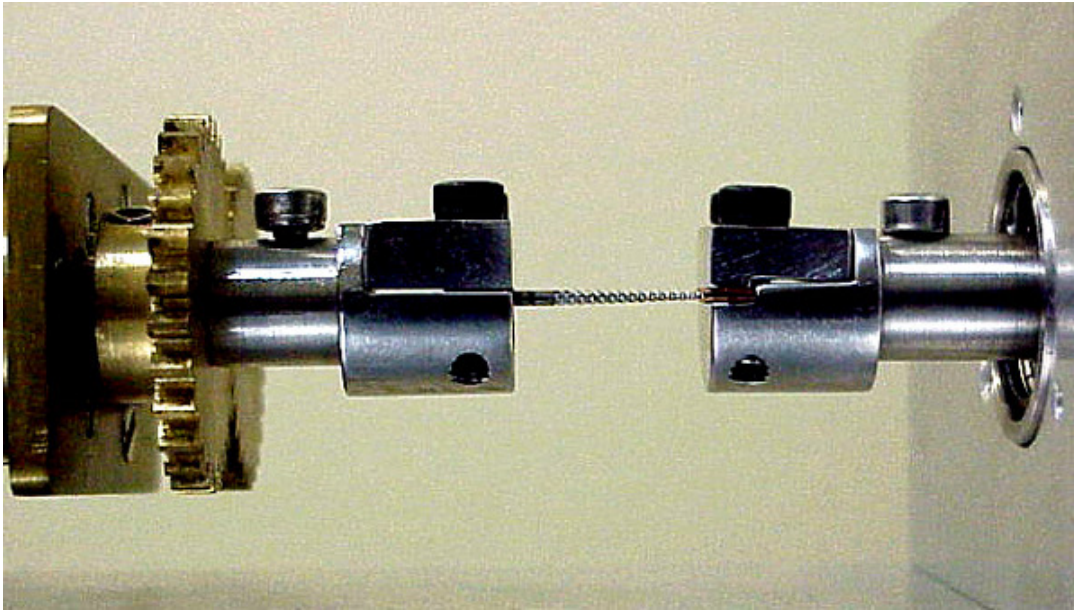


Figura 12 : Instrumento preso pelas garras do dispositivo para teste de torção. FONTE - Bahia, 2004

Uma vez posicionados adequadamente na bancada de testes, os instrumentos foram submetidos a 20 ciclos de rotação de 0° a 180° cada um. Uma vez ciclados, os instrumentos foram então submetidos a ensaios de dobramento, como descrito anteriormente, para determinação do momento de dobramento a 45° e avaliação de possíveis alterações na flexibilidade dos mesmos advindas da ciclagem.

4.5 Análise dos Dados

Inicialmente, os diferentes sistemas de instrumentos rotatórios de NiTi foram comparados entre si, em relação às suas propriedades físicas, químicas e estruturais.

Foi realizada uma comparação entre as medidas da área da seção e diâmetros dos instrumentos dos diferentes sistemas avaliados e a flexibilidade obtida pelos mesmos durante os testes de dobramento a 45° em bancada (Grupos 1A, 1B e 1C), para avaliar alguma possível relação entre características geométricas e dimensionais e flexibilidade dos instrumentos.

Foram também correlacionados os resultados obtidos nos ensaios de dobramento, relativos aos instrumentos do Grupo Controle para dobramento a 45° (1A, 1B e 1C) às temperaturas de transformação de cada sistema rotatório, verificadas através dos ensaios de DSC.

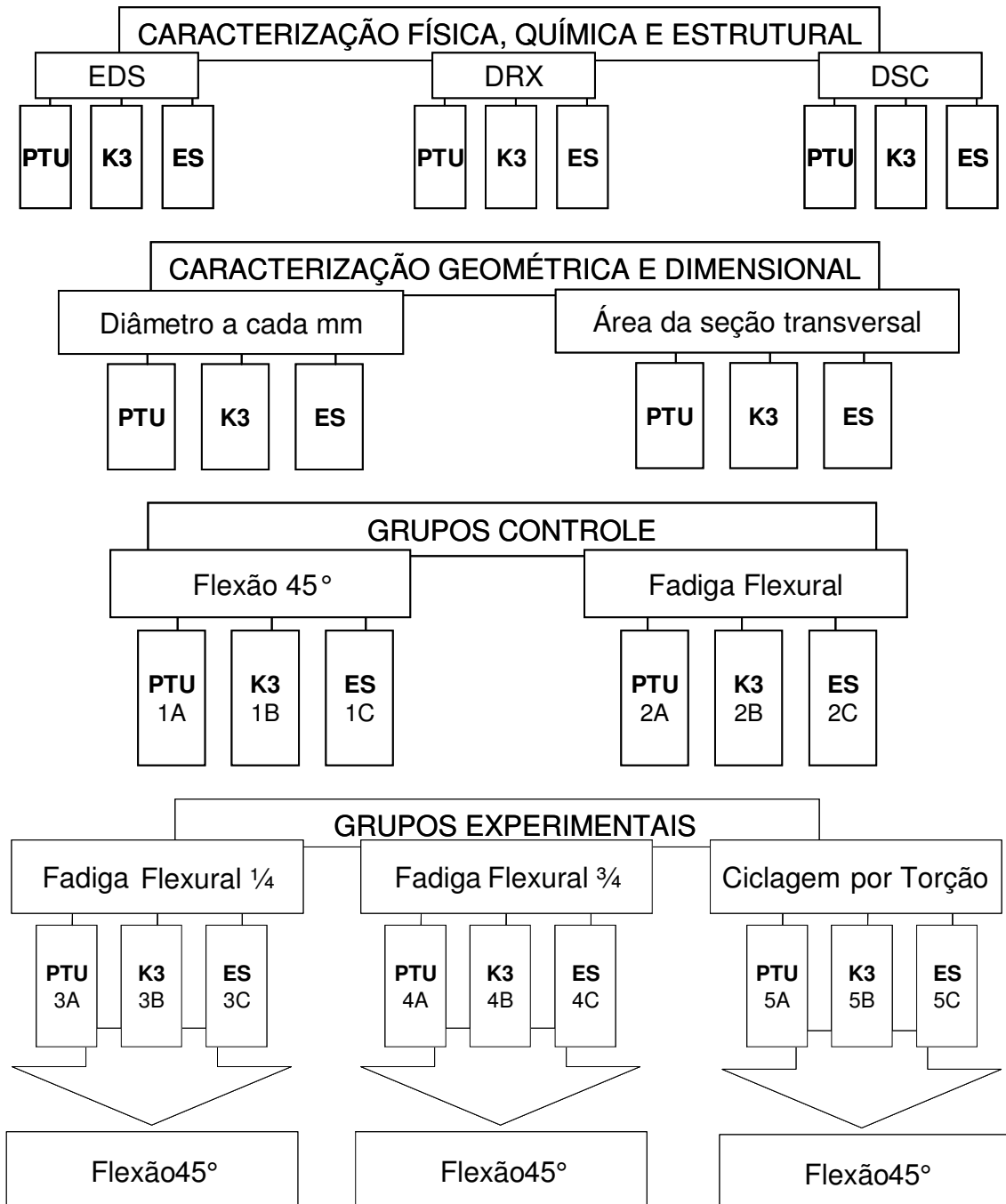
Testes estatísticos comparativos foram realizados entre os instrumentos do Grupo Controle para dobramento a 45° (1A, 1B e 1C) e os dos grupos de instrumentos ensaiados em dobramento rotatório, a 1/4 (3A, 3B e 3C) e 3/4 (4A, 4B e 4C) da vida em fadiga dos mesmos.

Da mesma forma, análises estatísticas também foram realizadas entre os resultados obtidos nos ensaios de dobramento, do Grupo Controle para dobramento a 45° (1A, 1B e 1C) e do Grupo Experimental de dobramento após torção (5A, 5B e 5C), nos instrumentos previamente ciclados em torção e em seguida ensaiados em dobramento.

No presente trabalho, foi utilizado o teste ANOVA para avaliar alterações nos valores de flexibilidade dos instrumentos analisados.

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 $p \leq 0,05$.

4.6 Organograma Demonstrativo das Etapas Experimentais



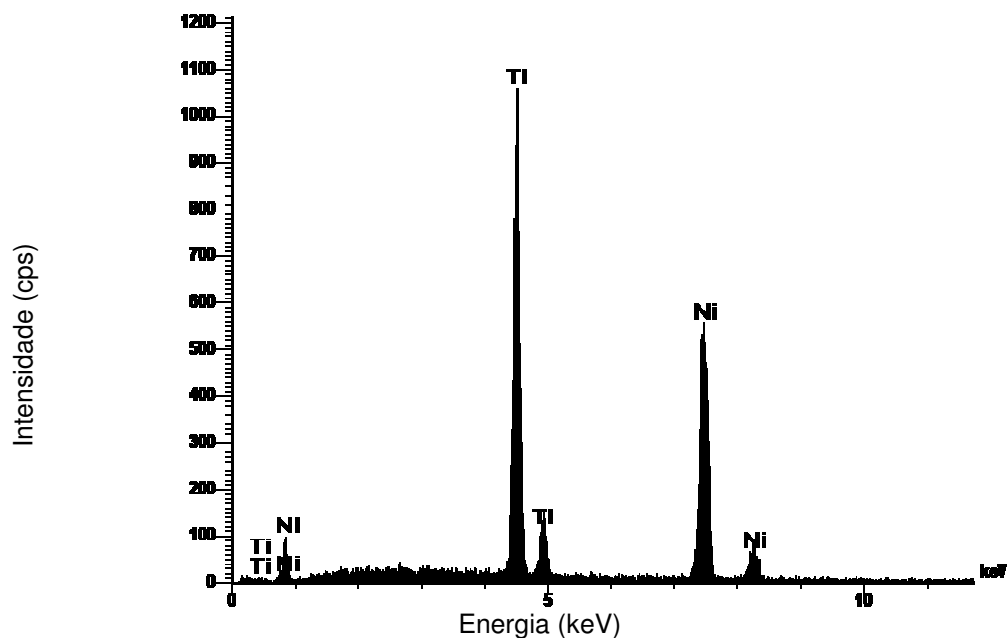
RESULTADOS E DISCUSSÃO

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Propriedades Físicas, Químicas e Estruturais

5.1.1 Composição química

A análise química por espectroscopia de energia de raios X realizada no microscópio eletrônico de varredura mostrou que, em média, os instrumentos avaliados contém 49,1%Ti-50,9%Ni em percentagem atômica, ou seja 44%Ti-56%Ni em percentagem em peso. A Figura 13 mostra um espectro típico de EDS obtido em instrumento *ES 25/.06* .



Elt	XRa	Int	Error	K	Kratio	W%	A%	ZAF
Ti	Ka	423.1	3.7553	0.4469	0.4277	44.07	49.13	1.0305
Ni	Ka	273.5	3.0194	0.5531	0.5294	55.93	50.87	1.0564
				1.0000	0.9571	100.00	100.00	

Figura 13: Espectro de energia de raios X (EDS) obtido em uma área de um instrumento *EndoSequence 25/.06*.

Os resultados específicos das análises químicas realizadas em cada tipo de instrumento rotatório de NiTi, *ProTaper Universal*, *K3* e *EndoSequence*, são apresentados na Tabela 1, e mostram que as ligas NiTi utilizadas na confecção desses instrumentos têm composições químicas similares.

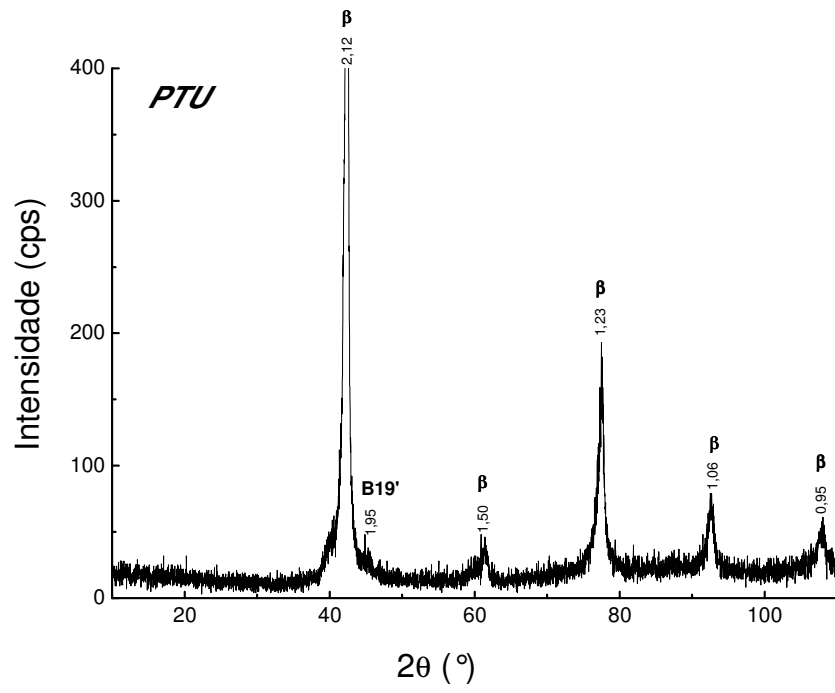
TABELA 1: Composição química de instrumentos rotatórios de NiTi, obtida por análise semi-quantitativa através de espectroscopia de energia de raios X (EDS).

Instrumentos	Composição química			
	% Peso		% Atômica	
	Ni	Ti	Ni	Ti
<i>PTU</i>	56,0	44,0	50,9	49,1
<i>K3</i>	56,0	44,0	50,9	49,1
<i>ES</i>	55,8	44,2	50,8	49,2

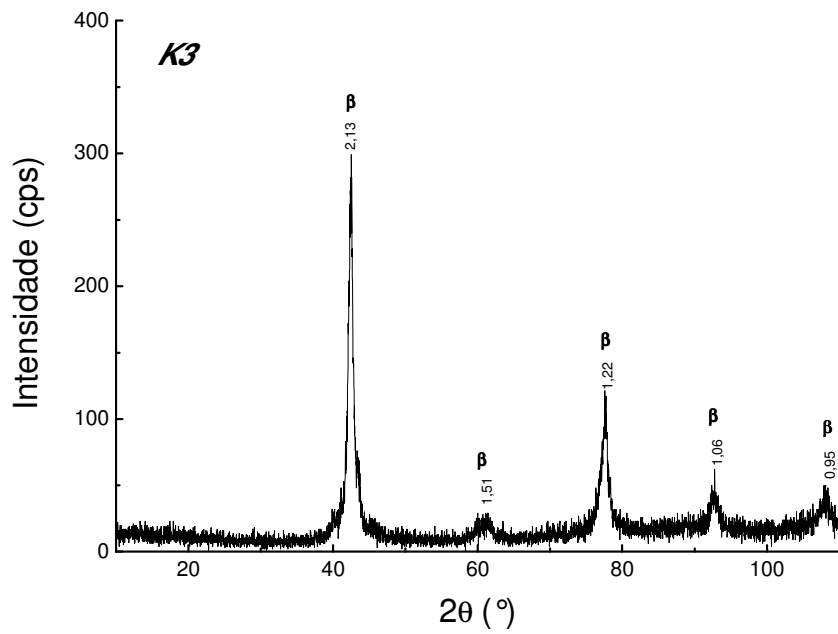
A análise da composição química dos instrumentos, mostrando uma composição aproximadamente equiatômica entre os principais componentes, corresponde àquela encontrada em diversos sistemas endodônticos de NiTi disponíveis no mercado e confirmada previamente pela literatura (Thompson 2000, Schäfer *et al.*, 2003; Ounsi *et al.*, 2008). Os resultados de Zinelis *et al.*(2010) mostraram algumas pequenas diferenças quanto à composição química de instrumentos ProTaper, K3 e EndoSequence em comparação aos resultados deste trabalho, mas dentro da faixa de composição nominal ditada pela ASTM para ligas de NiTi usadas para a confecção de instrumentos médicos e odontológicos.

5.1.2 Características estruturais e temperaturas de transformação

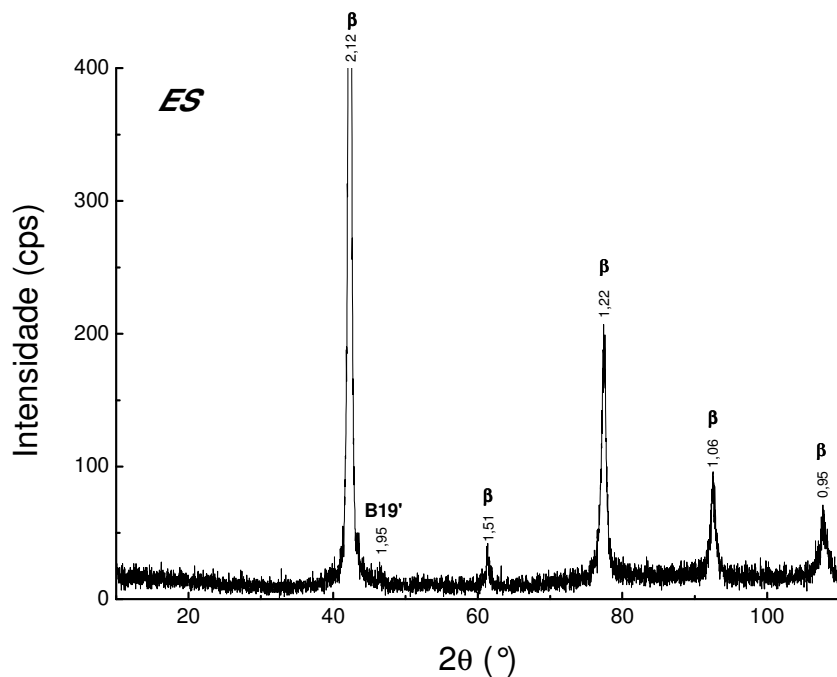
Análises por difração de raios X confirmaram que, à temperatura ambiente, todos os instrumentos analisados apresentaram como principal constituinte a austenita ou fase β , de estrutura cúbica de corpo centrado ordenada, designada como B2. Nos instrumentos *ProTaper Universal* e *EndoSequence* examinados foi identificada também a presença da martensita B19'. A Figura 14 mostra difratogramas obtidos em instrumentos *Protaper Universal F2*, *K3 25/.06* e *EndoSequence 25/.06*, e os picos de maior intensidade das fases β e B19'.



(a)



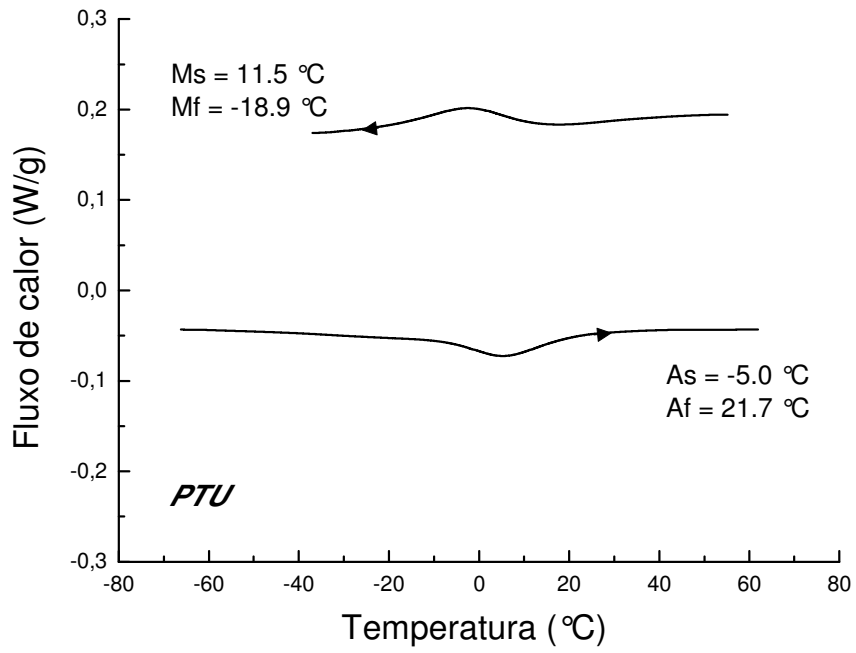
(b)



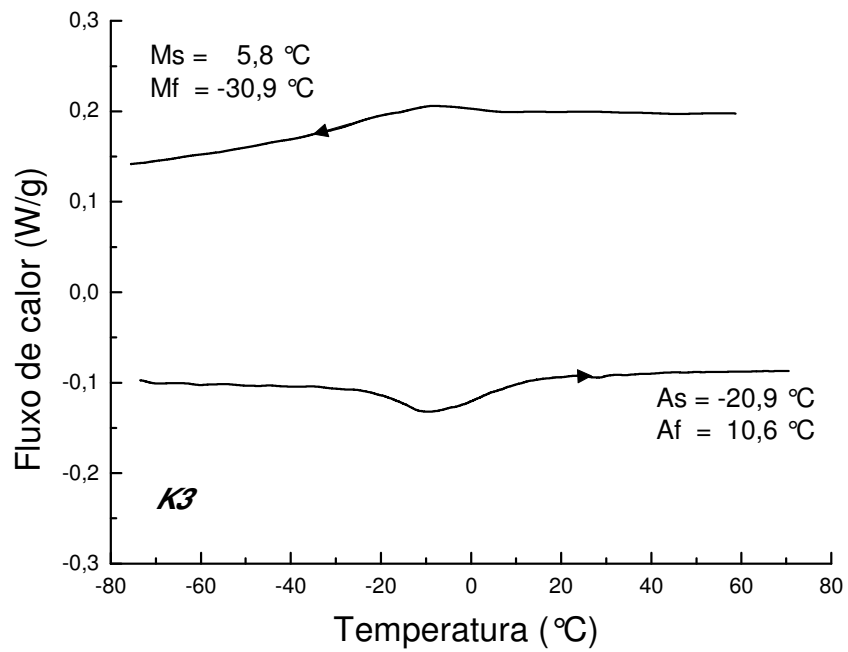
(c)

Figura 14: Difractogramas de raios X obtidos em instrumentos *ProTaper Universal F2* (a), *K3 25/.06* (b) e *EndoSequence 25/.06* (c).

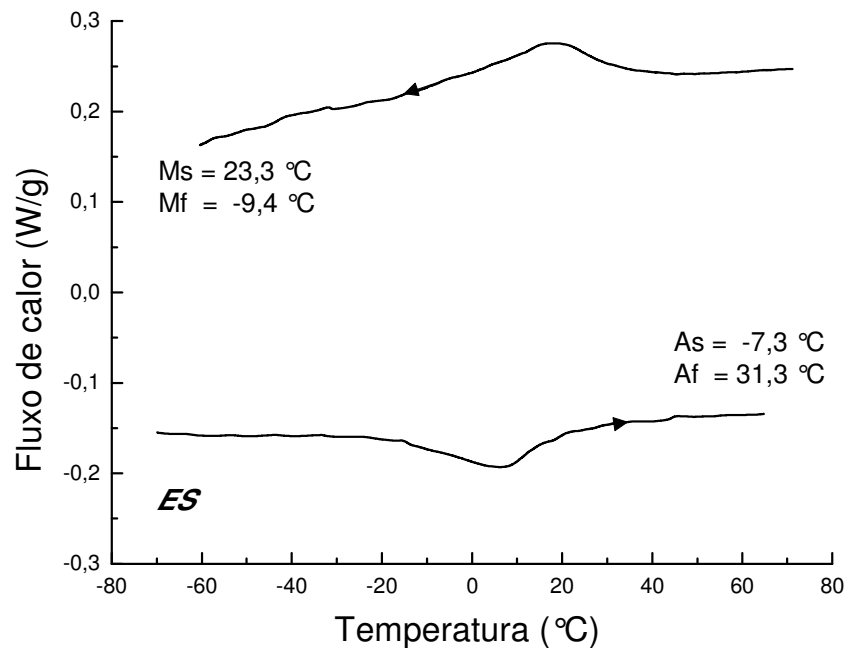
Os valores médios das temperaturas de transformação (A_s , A_f , M_s e M_f) dos instrumentos analisados, bem como curvas típicas obtidas nos ensaios de DSC são mostradas na Figura 15. A temperatura A_f média dos instrumentos *ProTaper Universal* foi de $21,7^\circ\text{C}$; para instrumentos *K3*, $10,6^\circ\text{C}$ e para *EndoSequence*, $31,3^\circ\text{C}$. Estes resultados confirmam que a liga é predominantemente austenítica na temperatura ambiente, com características favoráveis a apresentar efeito superelástico sob condições clínicas, corroborando com os achados de Kuhn & Jordan (2002), e Bahia (2004), para diferentes sistemas de NiTi analisados. De um modo geral, os resultados de DSC em instrumentos de NiTi são escassos e contraditórios. Brantley *et al.* (2002) empregando a mesma técnica para determinação das temperaturas de transformação em instrumentos de NiTi novos dos sistemas *ProFile*, *Lightspeed* e *Quantec*, encontraram valores de A_f bem mais baixos que os verificados no presente estudo. Tratamentos térmicos aplicados durante as etapas de fabricação dos instrumentos, assim como o tipo e a quantidade de deformação aplicada, podem influenciar a composição de fases e, conseqüentemente, as temperaturas de transformação (Otsuka & Wayman, 1998).



(a)



(b)



(c)

Figura 15: Curvas e temperaturas médias de transformação obtidas em ensaios de DSC de instrumentos endodônticos de NiTi *ProTaper Universal* (a), *K3* (b), e *EndoSequence* (c).

O fato de que os instrumentos *PTU* e *ES* apresentaram as temperaturas finais de transformação martensítica um pouco mais elevadas indica a possibilidade de coexistirem, à temperatura ambiente, as fases austenita e uma pequena quantidade de martensita, o que pode ser visualizado e confirmado nos resultados de DRX previamente apresentados. Os resultados de Miyai *et al.* (2006) também indicaram que os instrumentos de NiTi podem apresentar, à temperatura ambiente, tanto a fase austenítica quanto uma combinação entre as fases austenítica e martensítica. Estes mesmos autores apontaram a presença de uma transformação em dois estágios nos instrumentos endodônticos de NiTi, com a formação de uma fase intermediária, a fase R, além de martensita e austenita. Entretanto, no presente trabalho, apenas um pico de transformação foi observado no resfriamento, o mesmo ocorrendo na transformação reversa durante o aquecimento. O fato de que a presença de precipitados de Ti_3Ni_4 não pôde ser detectada através de DRX é uma indicação de que sua quantidade é menor que a capacidade de resolução da técnica empregada, aproximadamente 3% em volume, ou inexistente. Para quantidades tão pequenas destes precipitados, seria esperado que a formação de fase-R não ocorresse, uma vez que a sua nucleação é fortemente dependente dos campos de tensão gerados ao redor dos precipitados coerentes, como foi demonstrado por Khallil- Allafi *et al.* (2002). Por outro lado, a precipitação heterogênea de partículas de Ti_3Ni_4 próximas dos contornos de grão afeta a

transformação martensítica em ligas NiTi e pode ser responsável por transformações em múltiplos estágios, associadas à existência de regiões com menor teor de Ni e conseqüentemente com temperaturas de transformação mais altas (Khallil- Allafi *et al.*, 2004).

5.2 Características Geométricas e Estabilidade Dimensional dos Instrumentos

5.2.1 Análise dos instrumentos

Durante a análise de 12 instrumentos de cada tipo sob lupa estereoscópica, verificou-se que, de forma geral, eles apresentaram boas características de usinagem. Entretanto, durante a análise por MEV de alguns destes instrumentos, selecionados aleatoriamente, rebarbas de usinagem nas bordas cortantes (Figura 16), e material de depósito foram comumente encontrados em sua superfície (Figura 17). As características destes achados nos diferentes sistemas estão de acordo com relatos de Martins *et al.* (2002). O sistema *EndoSequence*, que recebe polimento eletrolítico na fase final de fabricação, foi o que mostrou o melhor acabamento superficial (Figura 18).

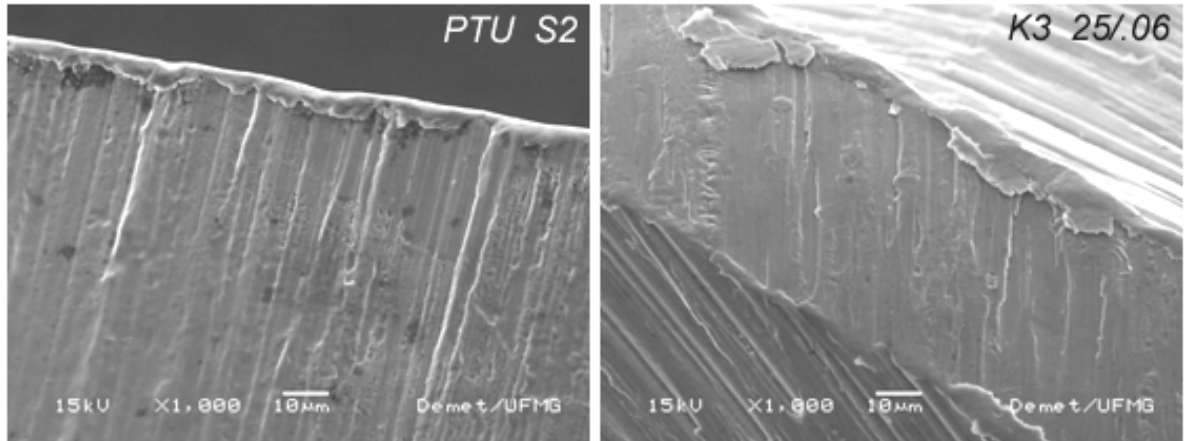


Figura 16: Presença de rebarbas de usinagem ao longo das bordas cortantes de instrumentos *PTU S2* e *K3 25/.06* novos.

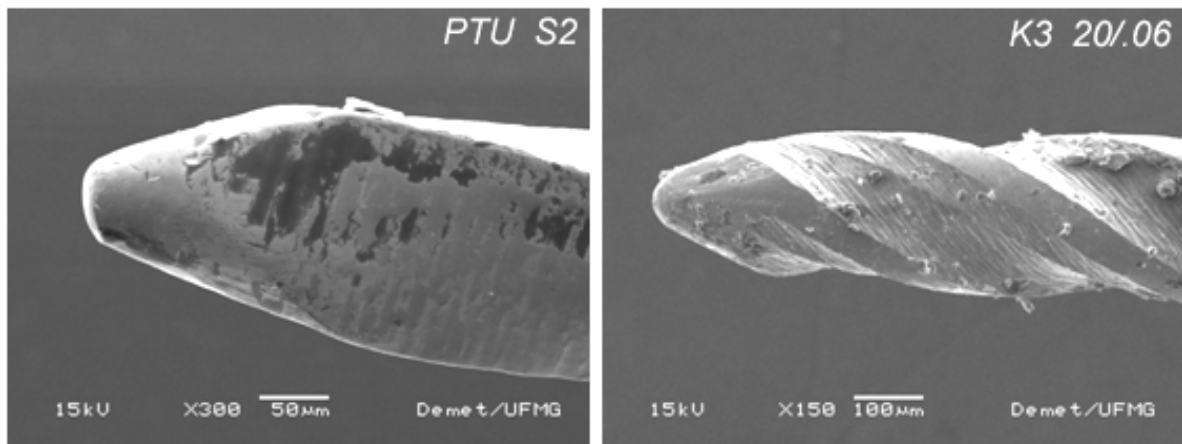


Figura 17: Material aderido na ponta de instrumentos *PTU S2* e *K3 20/.06* novos.

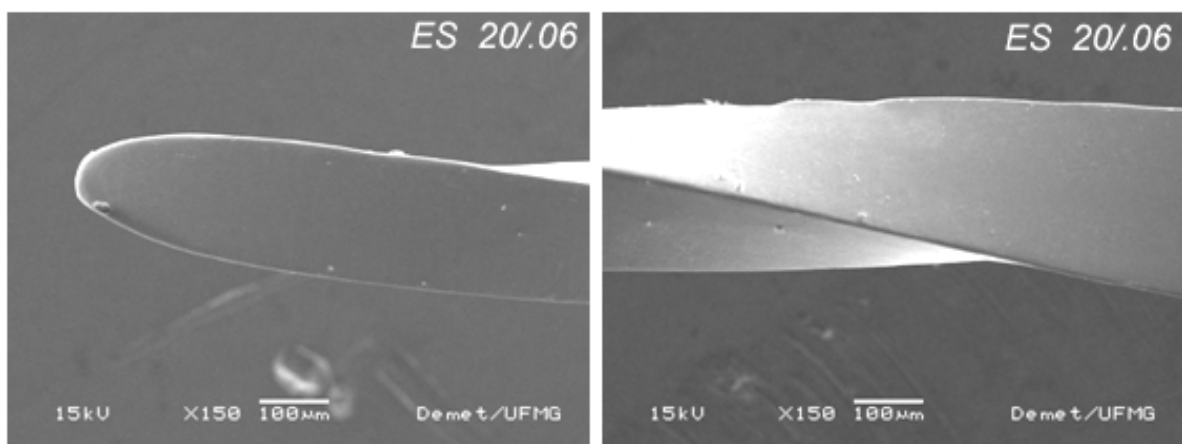


Figura 18: Pequena quantidade de material aderido e características de acabamento superficial de instrumento *EndoSequence 20/.06* novo.

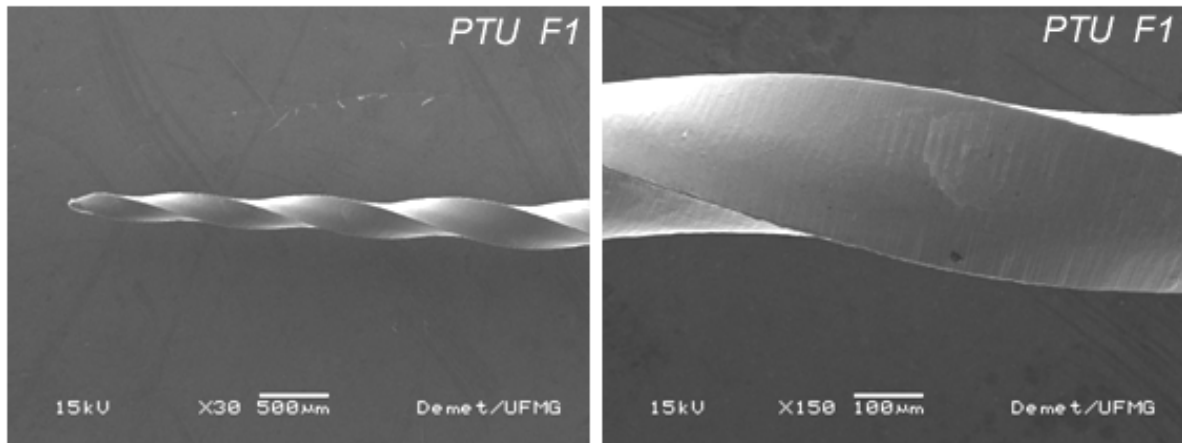


Figura 19: Imagens longitudinais de instrumento *ProTaper Universal F1*.

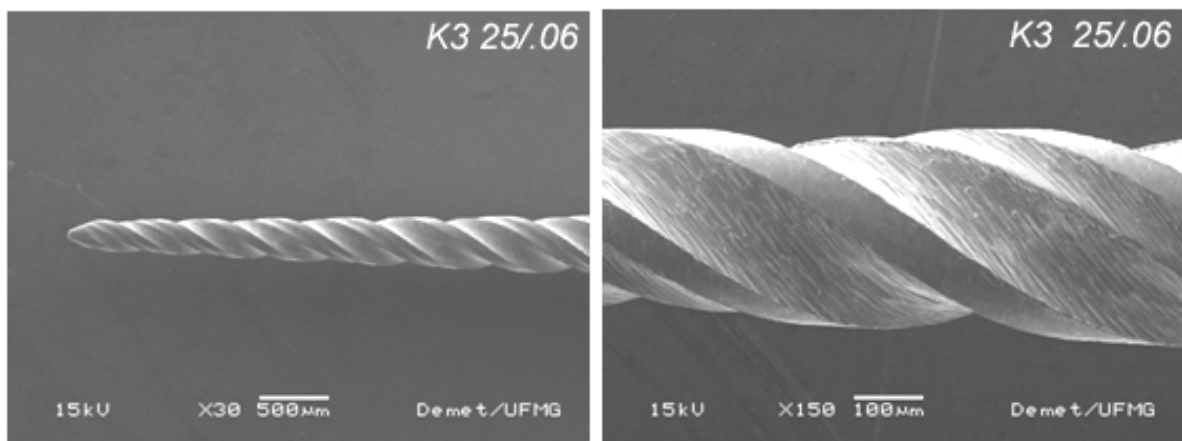


Figura 20: Imagens de um instrumento *K3 25/.06* com seus planos radiais característicos.

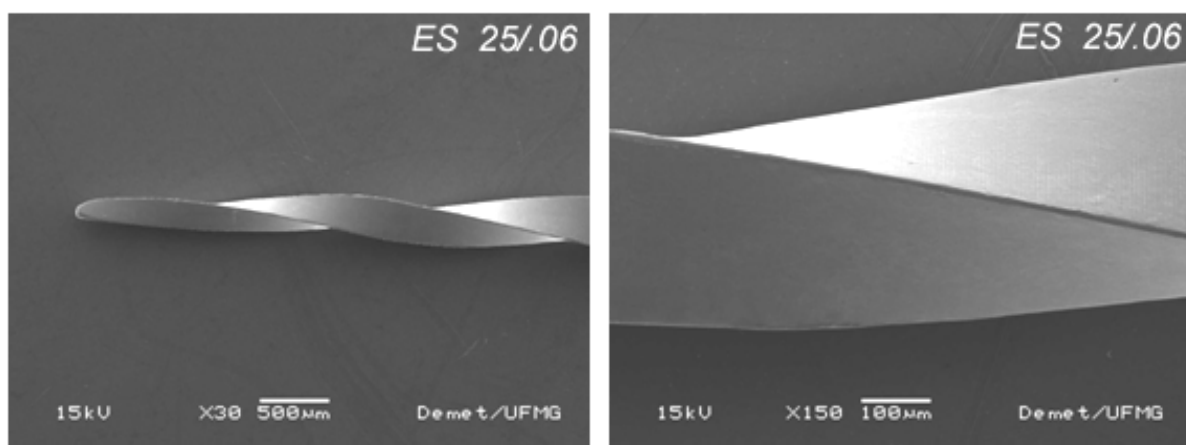
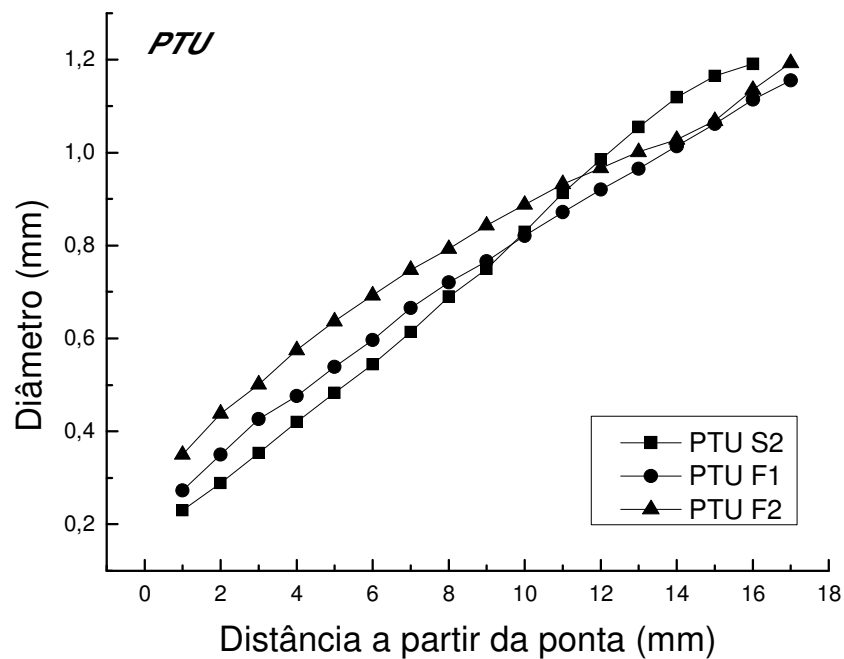


Figura 21: Imagens longitudinais de instrumento *EndoSequence 25/.06*.

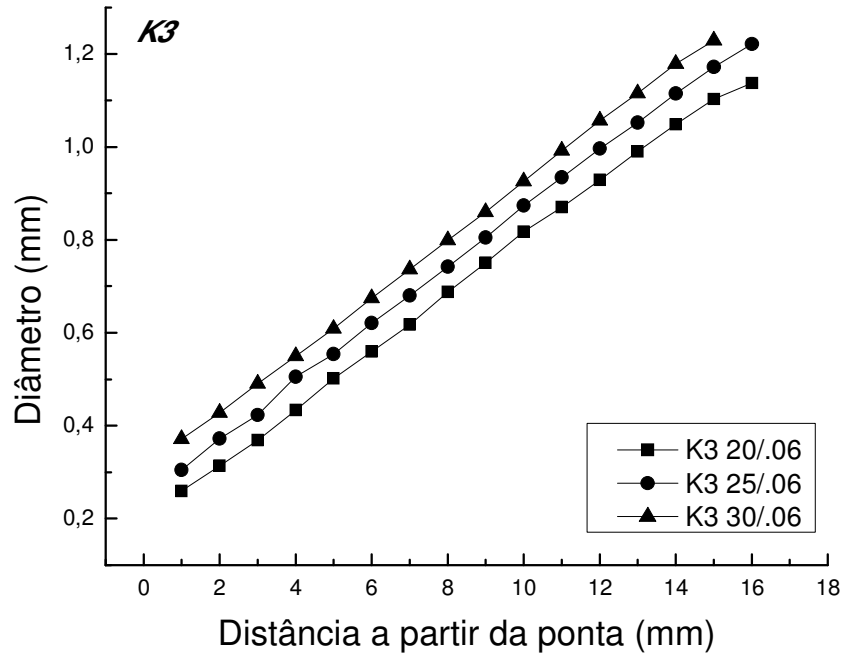
No sistema K3, foram observados planos radiais ao longo de suas hastes cortantes (Figura 20), característicos da sua geometria descrita anteriormente por vários autores (Mouce, 2004; Gambarini, 2005; Melo *et al.* 2008), o mesmo não ocorrendo para os instrumentos *ProTaper Universal* e *EndoSequence* (Figuras 19 e 21).

5.2.2 Medidas dos diâmetros e comprimento da parte ativa dos instrumentos

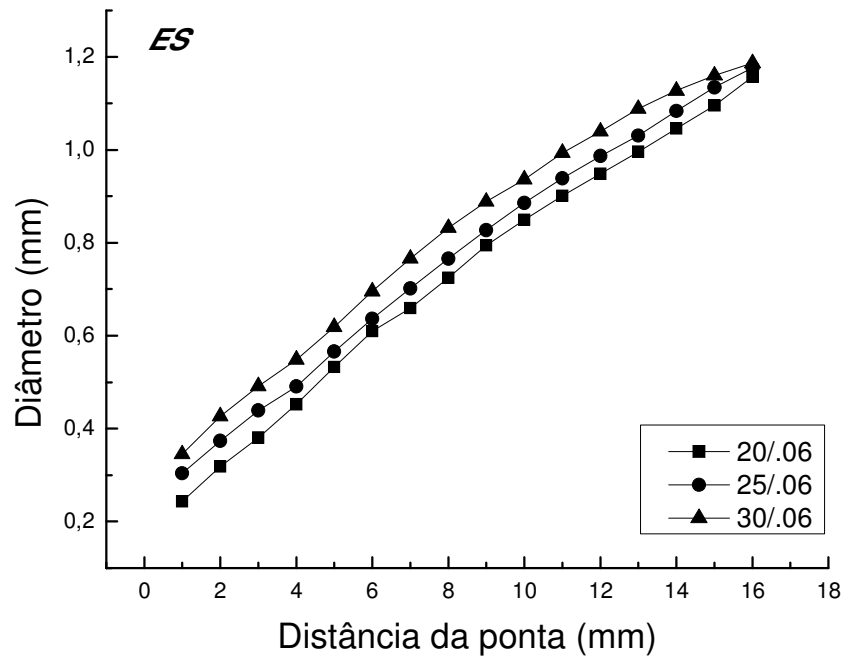
As medidas de diâmetro a cada milímetro da parte ativa dos 12 instrumentos de cada calibre dos diferentes sistemas foram realizadas com o auxílio do programa *ImagePro Plus*, conforme descrito anteriormente no item 4.2.2 . A Figura 22 ilustra as medidas obtidas para os diferentes instrumentos ao longo de toda a parte ativa dos mesmos. Os dados referentes a todas as medidas obtidas encontram-se descritos detalhadamente no Apêndice A.



(a)



(b)



(c)

Figura 22: Diâmetros médios a cada milímetro da parte ativa determinados em instrumentos ProTaper Universal (a), K3 (b) e EndoSequence (c).

Nos instrumentos *PTU*, observa-se uma nítida diferença no que diz respeito às características geométricas dos instrumentos de formatação (S2) e os de acabamento (F1 e F2). No primeiro tipo, há um aumento crescente de conicidade em toda a parte ativa, resultando em instrumentos com maior diâmetro em sua porção próxima à haste, o que é compatível com o relatado pelos fabricantes e à sua função de preparar e dilatar os terços coronário e médio do canal radicular. Já nos instrumentos F1 e F2, nota-se maiores diâmetros na porção mais próxima à ponta em relação aos instrumentos de formatação, e um diâmetro final menor que o dos instrumentos S2 a partir de D_{12} , também correspondendo às particularidades dos instrumentos de acabamento, conforme a descrição dos fabricantes e ao objetivo de dilatar o terço apical do canal radicular. Já nos sistemas *K3* e *EndoSequence*, as características de conicidade fixa destes instrumentos se mostraram bastante claras, e observa-se regularidade no aumento de diâmetro dos mesmos à medida que se afasta da ponta em direção à haste. Esta regularidade em termos de calibre e *taper* encontrada nos instrumentos *K3* está em acordo com os resultados encontrados por Melo *et al.* (2008).

A Tabela 2 mostra os resultados médios e desvios padrão (DP) de diâmetro a 3mm da ponta (D_3) de instrumentos *ProTaper Universal*, *K3* e *EndoSequence* analisados. Esta é a região determinada pela especificação ISO 3630-1 para a realização de testes de flexibilidade e resistência à torção em instrumentos endodônticos.

TABELA 2: Diâmetro médio a 3mm da ponta (desvio-padrão) determinados para instrumentos *ProTaper Universal*, *K3* e *EndoSequence*.

Instrumentos	D ₃ (mm)	DP
<i>PTU S2</i>	0,35	(0,01)
<i>PTU F1</i>	0,42	(0,01)
<i>PTU F2</i>	0,50	(0,01)
<i>K3 20/.06</i>	0,38	(0,01)
<i>K3 25/.06</i>	0,42	(0,00)
<i>K3 30/.06</i>	0,49	(0,01)
<i>ES 20/.06</i>	0,38	(0,01)
<i>ES 25/.06</i>	0,44	(0,01)
<i>ES 30/.06</i>	0,49	(0,02)

A análise estatística entre pares de instrumentos não apresentou diferença estatisticamente significativa na comparação entre os instrumentos *K3 20/.06* e *ES 20/.06* ($p = 0,825$), *PTU F1* e *K3 25/.06* ($p = 0,679$), *F2* e *ES 30/.06* ($p = 0,288$) e entre *K3 30/.06* e *ES 30/.06* ($p = 0,900$). A comparação estatística de todos os outros pares de instrumentos entre si apresentou diferenças significativas. É interessante observar que, com exceção dos instrumentos 20/.06, o diâmetro a 3mm da ponta verificado neste estudo apresentou pequenas diferenças em relação ao diâmetro nominal, referente ao seu calibre e *taper*, para todos os outros instrumentos de conicidade fixa. Para os instrumentos *PTU*, também não foi observada correspondência entre os diâmetros encontrados e as medidas fornecidas pelo fabricante. Resultados semelhantes foram encontrados por Lask *et al.* (2006) para instrumentos *K3* e *EndoSequence* e Melo *et al* (2008) para instrumentos *K3*.

Em relação ao comprimento da parte ativa, foram observadas diferenças entre os sistemas avaliados, sendo que, no *ProTaper Universal*, os instrumentos S2 apresentaram 16mm de parte ativa, enquanto que F1 e F2 exibiram 17mm. Já nos sistemas *K3* e *ES* a parte ativa mediu 16mm para todos os instrumentos avaliados, exceto para *K3 30/.06* cuja média do comprimento total foi de 15mm (Apêndice A).

5.2.3 Medidas da área da seção transversal dos instrumentos

Uma vez seccionados e lixados, conforme descrito no item 4.2.3 deste documento, os instrumentos avaliados foram analisados por MEV onde as imagens das seções foram documentadas para posterior mensuração da área da seção transversal a 3mm da ponta. Esta posição foi escolhida uma vez que é a região onde as solicitações mecânicas mais importantes se concentram durante o uso clínico (Bahia e Buono, 2005).

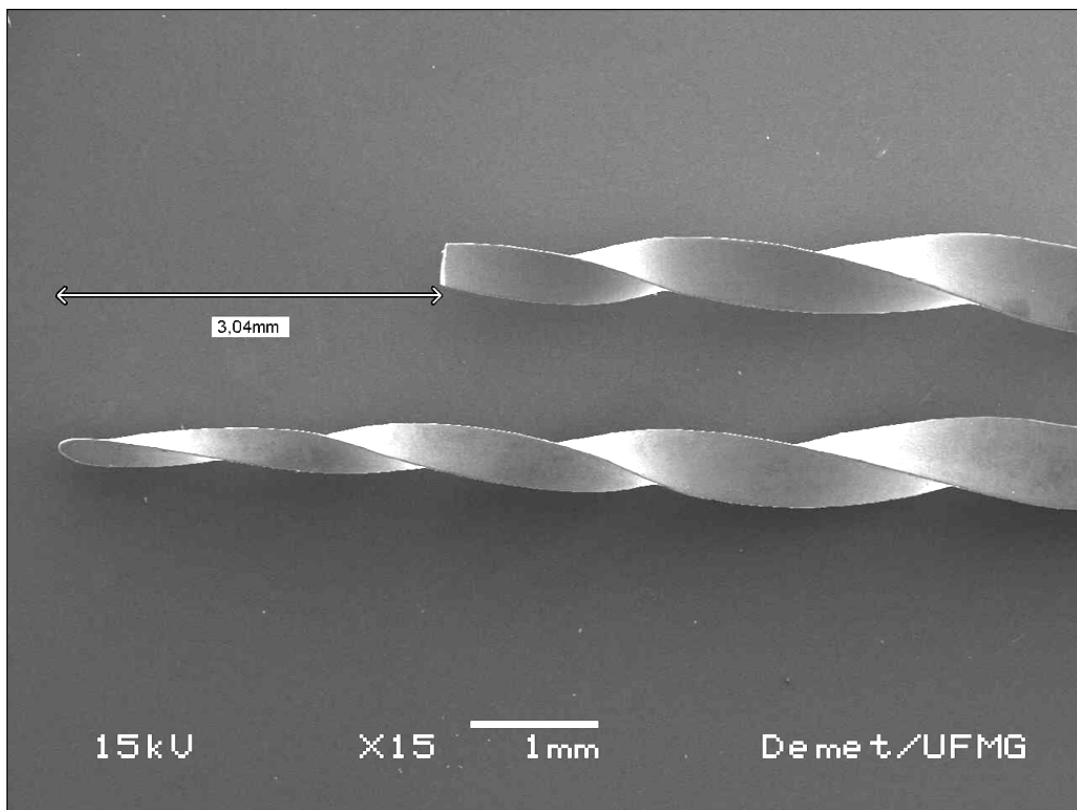
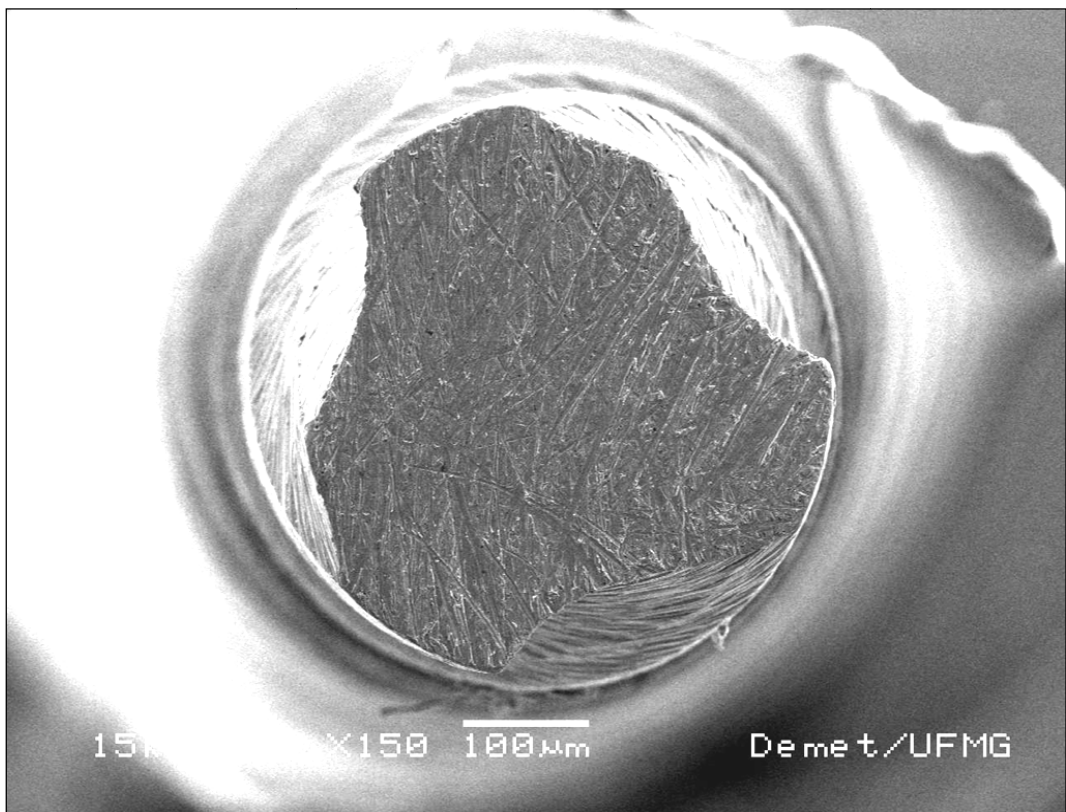
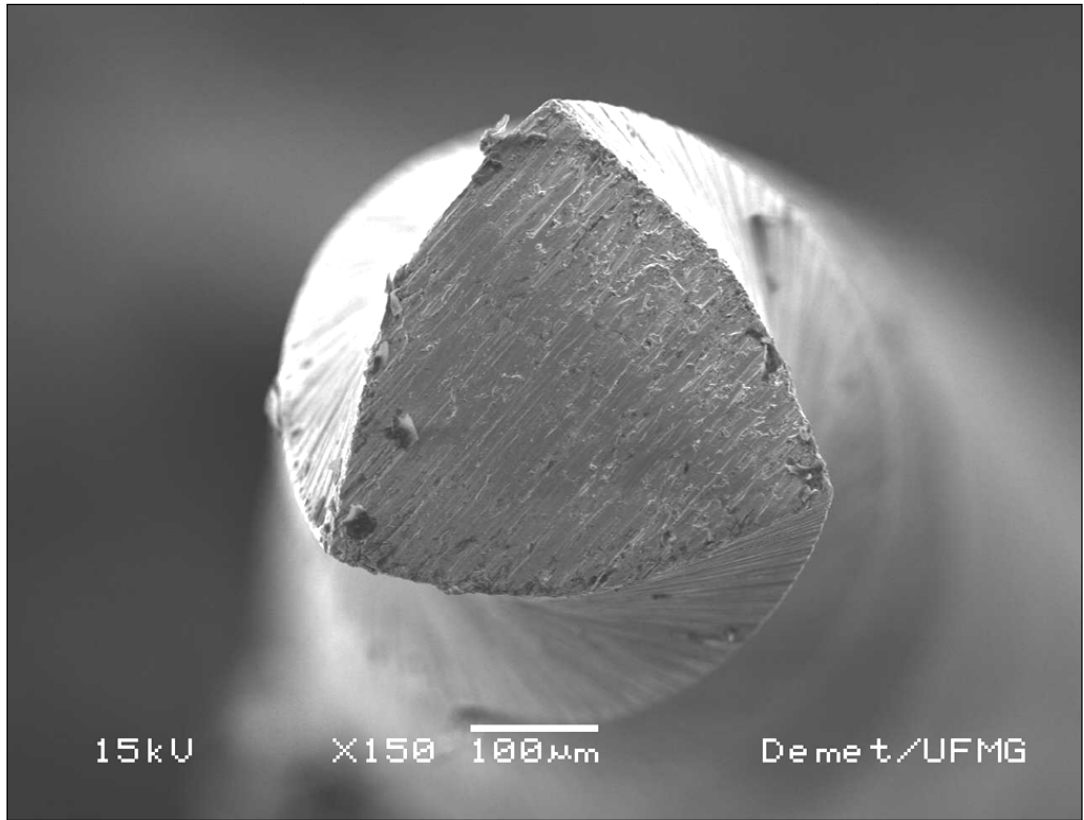


Figura 23: Imagem ilustrativa de um instrumento *ES 25/06* e outro seccionado a aproximadamente 3mm da ponta.

A análise das imagens dos instrumentos mostrou seções transversais de forma triangular convexa para os instrumentos *PTU* e forma de tripla hélice, com a presença de planos radiais e áreas de alívio para os instrumentos *K3*. Em contraste, nos instrumentos *ES* a imagem da seção transversal é triangular sem planos radiais (Figura 24).



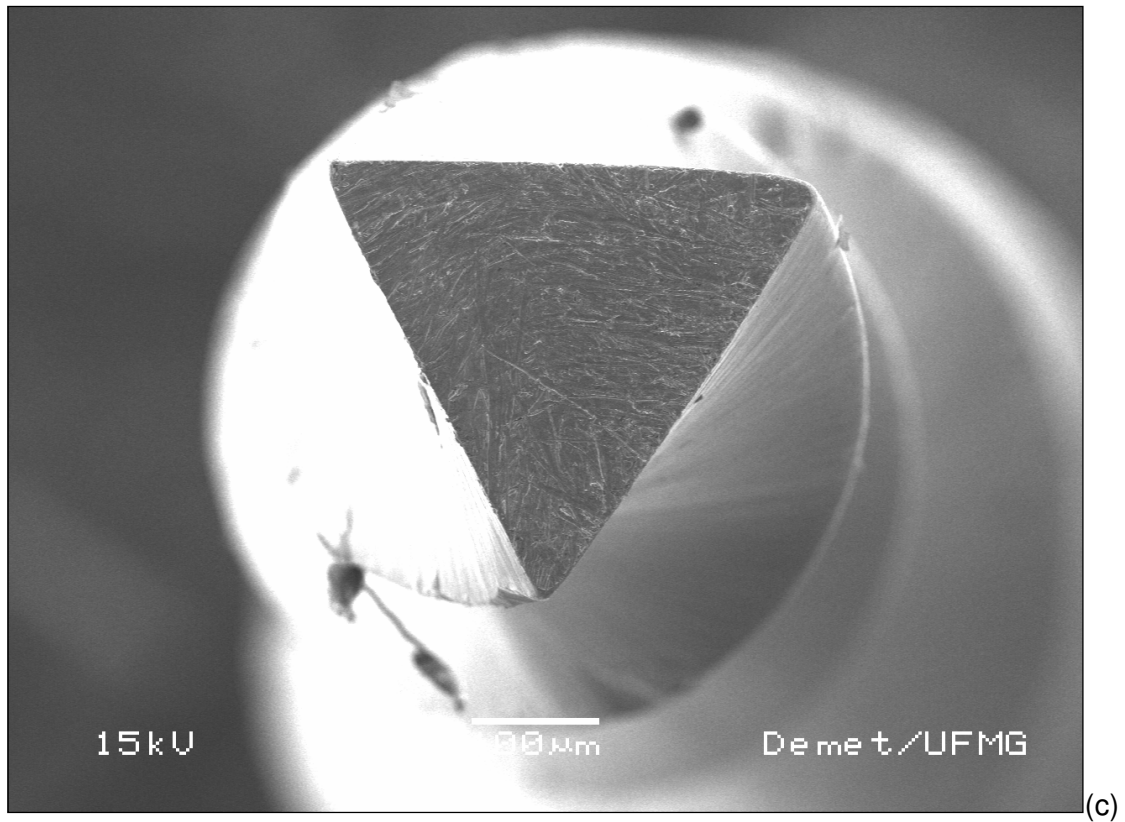


Figura 24: Imagens da seção transversal dos instrumentos: *ProTaper Universal F1* (a), *K3 25/.06* (b) e *EndoSequence 25/.06* (c).

A Tabela 3 apresenta os valores da área da seção transversal a 3mm da ponta (A_3) para cada tipo de instrumento avaliado.

Tabela 3: Áreas médias da seção transversal a 3 mm da ponta (A_3) e desvios padrão (DP) dos instrumentos *ProTaper Universal*, *K3* e *EndoSequence*.

Instrumentos	A_3 (mm²)(DP)
<i>PTUS2</i>	0,0554 (0,0001)
<i>PTUF1</i>	0,0824 (0,0001)
<i>PTUF2</i>	0,1210 (0,0001)
<i>K3 20/.06</i>	0,0812 (0,0001)
<i>K3 25/.06</i>	0,1031 (0,0001)
<i>K3 30/.06</i>	0,1330 (0,0003)
<i>ES 20/.06</i>	0,0524 (0,0001)
<i>ES 25/.06</i>	0,0693 (0,0002)
<i>ES 30/.06</i>	0,0892 (0,0001)

Verificou-se um aumento dos valores de área da seção transversal com o aumento do diâmetro a 3mm, para todos os sistemas avaliados. Esta relação é bem visualizada a partir da curva de correlação linear entre A_3 e D_3 , que mostra um alto coeficiente de correlação ($R = 0,996$) para instrumentos *PTU* e *K3*. Para os instrumentos *ES*, esta mesma correlação produziu um coeficiente inferior ($R = 0,990$), mas igualmente alto, evidenciando que o aumento de A_3 acompanha diretamente o aumento de D_3 para cada instrumento analisado (Figura 25).

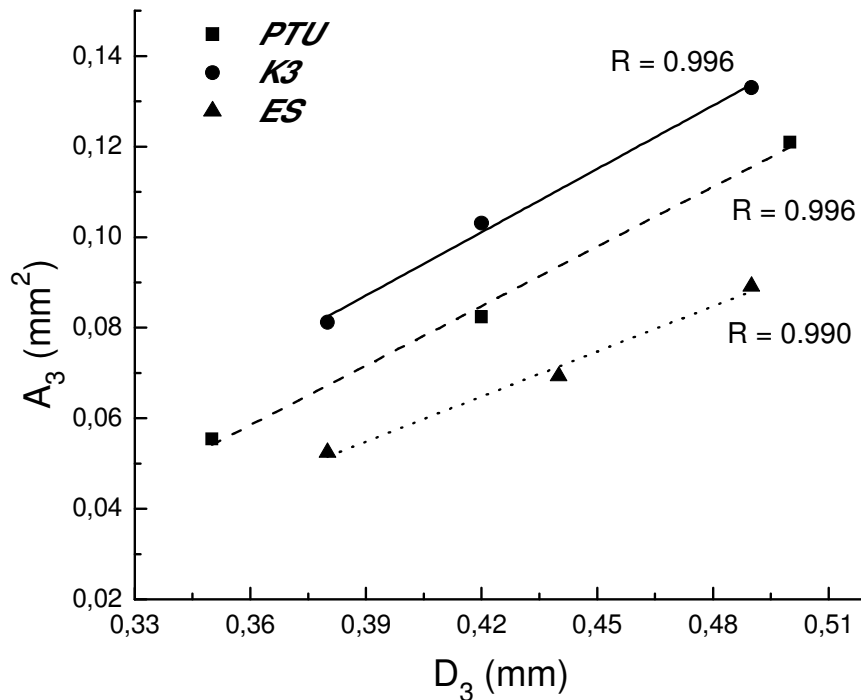


Figura 25: Correlação linear entre área da seção transversal (A_3) e diâmetro (D_3) a 3mm da ponta para instrumentos: *ProTaper Universal*, *K3* e *EndoSequence*.

Verificou-se que, nos casos em que os valores de diâmetro a 3mm da ponta não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre dois instrumentos diferentes, leia-se entre *K3* e *ES* 20/.06, F1 e *K3* 25/.06, F2 e *ES* 30/.06 e *K3* e *ES* 30/.06, os valores de área encontrados foram bastante diversos, mostrando o efeito das diferentes geometrias de seção transversal nas medidas de área das mesmas.

5.3 Ensaio de Dobramento a 45°

Os valores médios do momento de dobramento (M_D) e desvios padrão obtidos nos ensaios de dobramento para os instrumentos *ProTaper Universal*, *K3* e *EndoSequence* novos, respectivamente Grupos Controle 1A, 1B e 1C, são apresentados na Figura 26 e Apêndice B.

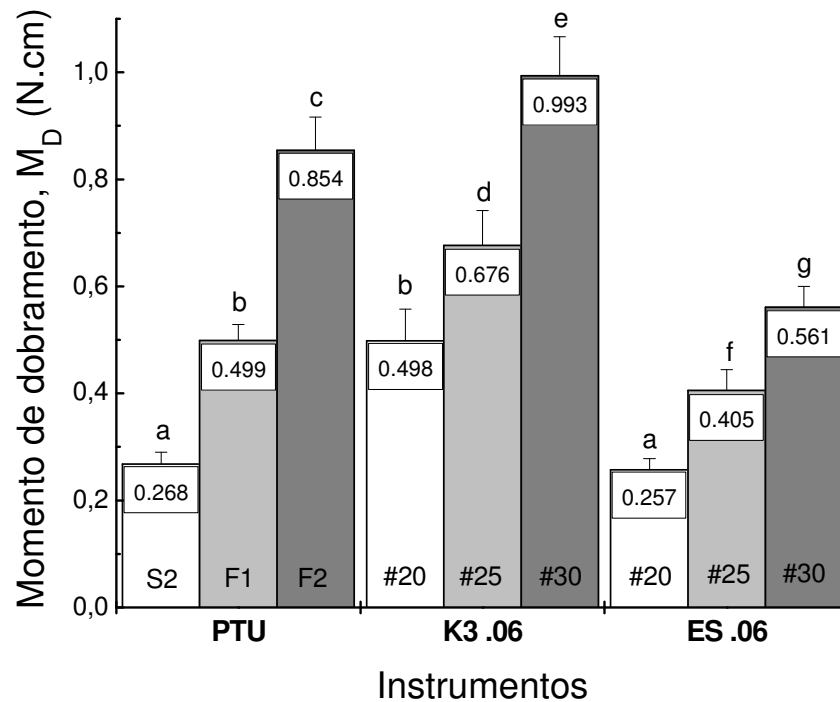


Figura 26: Valores médios e desvios padrão do momento de dobramento (N.cm) obtidos nos ensaios de dobramento a 45° para os instrumentos *ProTaper Universal*, *K3* e *EndoSequence*. Os valores das barras assinaladas com a mesma letra não são estatisticamente diferentes ($P > 0,05$).

Na análise estatística realizada entre os instrumentos de cada sistema, todos diferiram significativamente entre si ($p = 0,00$) em relação ao momento de dobramento, quando o teste ANOVA *One Way* foi aplicado, exceto na comparação entre os instrumentos *PTU* S1 e *ES* 20.06 ($p = 0,266$) e *PTU* F1 e *K3* 20/.06 ($p = 0,944$).

Ao se agrupar os instrumentos de diferentes sistemas com diâmetros similares em D_3 e se tentar estabelecer uma comparação entre eles, a análise estatística dos dados revelou que a resistência ao dobramento foi significativamente maior para instrumentos *K3*, seguidos por *ProTaper Universal* e *Endosequence*. Os instrumentos *K3* (Grupo 1B) diferiram significativamente ($p < 0,05$) em relação aos instrumentos *PTU* (Grupo 1A) e *ES* (Grupo 1C) para todos os calibres testados. Já entre estes dois últimos grupos, os valores de M_D foram estatisticamente mais altos para *PTU* ($p = 0,000$), com exceção apenas entre os instrumentos de menor diâmetro, *PTU* S2 e *ES* 20/.06, onde não foi observada diferença significativa ($p = 0,266$).

Sabe-se que, quanto menor o momento de dobramento, maior a flexibilidade do instrumento. Como era de se esperar, os menores valores de momento de dobramento foram obtidos pelos instrumentos S2 e 20/.06, e os maiores pelos instrumentos F2 e 30/.06. Este comportamento sugere que exista uma relação indireta entre flexibilidade e diâmetro do instrumento.

De acordo com os princípios da Mecânica, o momento de dobramento de uma barra cilíndrica é diretamente proporcional ao seu diâmetro elevado à quarta potência. Devido à complexidade da forma da seção transversal dos instrumentos, e considerando que o intervalo de valores do diâmetro a 3mm da ponta dos instrumentos, D_3 , é relativamente pequeno, optou-se por buscar uma correlação linear simples entre esse parâmetro geométrico e o momento de dobramento. O objetivo dessa análise foi simultaneamente verificar a influência da geometria do instrumento e também obter relações aproximadas que pudessem ser utilizadas para previsão de comportamento. Ao se realizar a análise da relação entre M_D e D_3 através deste modelo de correlação linear, foram obtidos altos coeficientes de correlação para os instrumentos *PTU*, *K3* e *ES* ($R = 0,993$; $R = 0,999$ e $R = 0,995$, respectivamente), mostrando que o momento de dobramento aumentou com o aumento do diâmetro dos instrumentos (Figura 27). Assim, pode-se afirmar que, guardadas as restrições já discutidas, a flexibilidade dos instrumentos *PTU*, *K3* e *ES* diminuiu linearmente com D_3 .

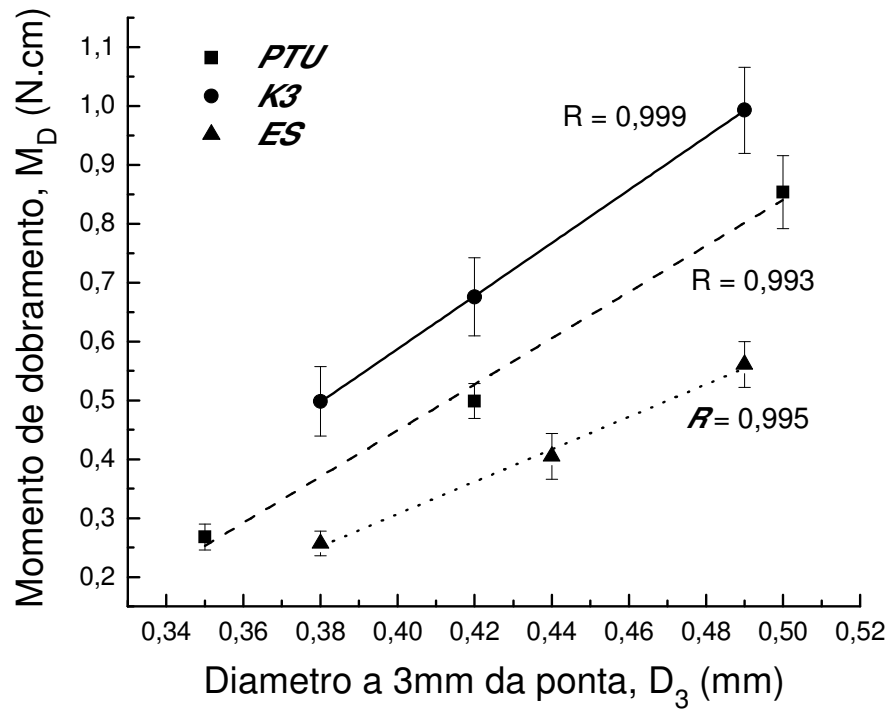


Figura 27: Correlação linear entre os momentos de dobramento a 45° e diâmetro a 3mm da ponta para instrumentos *ProTaper Universal*, *K3* e *EndoSequence*.

Quando se avaliou a relação entre M_D e A_3 obteve-se também um alto coeficiente de correlação ($R = 0,998$) para todos os instrumentos, mostrando que o momento de dobramento aumentou com o aumento de A_3 (Figura 28).

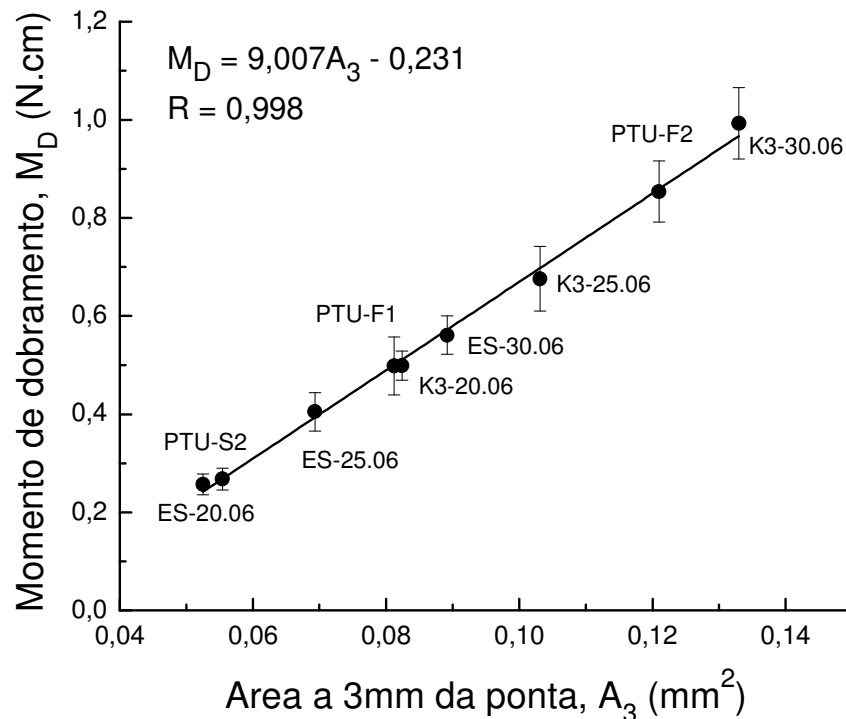


Figura 28: Correlação linear entre os momentos de dobramento a 45° e área da seção transversal a 3mm da ponta para instrumentos *ProTaper Universal*, *K3* e *EndoSequence*.

Ao se comparar os coeficientes de correlação entre momento de dobramento a 45° e D_3 e A_3 , foram encontrados valores altos e próximos para todos os instrumentos analisados. Estes resultados sugerem que ambos os parâmetros geométricos possuem uma forte correlação com a flexibilidade de instrumentos rotatórios de NiTi dos diferentes sistemas avaliados. Entretanto, percebe-se que na relação entre flexibilidade e diâmetro a 3mm da ponta, o fator *design* do instrumentos influenciou os resultados, uma vez que instrumentos com diâmetros semelhantes se comportaram de forma diferente entre si.

A geometria da seção transversal dos instrumentos endodônticos de NiTi tem uma influência significativa no comportamento mecânico destes, especialmente no que diz respeito à presença de planos radiais, ângulo de corte, profundidade das estrias de corte e massa interna, sendo um importante fator de *design* capaz de alterar as propriedades torcionais e flexurais destes (Turpin *et al.*, 2000; Berutti *et al.*, 2003; Schäfer *et al.*, 2003; Xu & Zeng, 2006; Melo *et al.*, 2008; Kim *et al.*, 2009). A área da seção transversal mostrou-se capaz de alterar a resistência ao dobramento. De fato, a resistência ao dobramento já foi citada anteriormente como inversamente proporcional à área da seção transversal (Schäfer *et al.*,

2003; Melo *et al.*, 2008). Em comparação com instrumentos com seção triangular convexa, típica dos instrumentos *PTU*, os instrumentos de seção triangular, como por exemplo, os instrumentos *ES*, costumam apresentar uma melhor capacidade de acompanhar a trajetória original dos canais curvos durante a sua formatação (Schäfer & Valssis, 2004; Paqué *et al.*, 2005), e este comportamento pode advir da menor flexibilidade dos primeiros devido a uma seção transversal com mais massa.

Na correlação estabelecida entre flexibilidade e área da seção transversal, os instrumentos dos diferentes sistemas mostraram um comportamento semelhante, independente das diferentes características de configuração de cada um. De maneira global, isto pode ser confirmado observando-se a Tabela 4 que mostra um resumo da análise estatística e tendências observadas nos resultados de caracterização geométrica e ensaios de dobramento a 45° para instrumentos dos sistemas avaliados. O comportamento dos instrumentos, no que diz respeito à sua flexibilidade, sempre acompanhou a relação com a área da seção transversal nas comparações dois a dois, exceto no caso da comparação entre *S2* e *ES 20/.06*, assinalado com (*) na Tabela 4. Provavelmente, isto se deve ao fato de que, apesar dos instrumentos *S2* apresentarem menor diâmetro em D_3 que os instrumentos *ES 20/.06*, a área destes nesta mesma posição é maior. Como foi verificado que tanto o diâmetro quanto a área da seção transversal são parâmetros que interferem na flexibilidade de instrumentos endodônticos, provavelmente o efeito destas interferências em direções opostas foi anulado e o M_D permaneceu igual.

Tabela 4: Análise estatística dos resultados obtidos e tendências observadas nas comparações entre instrumentos dos diferentes sistemas com relação a D_3 , A_3 e M_D .

Comparação entre instrumentos	DIÂMETRO D_3	ÁREA A_3	DOBRAMENTO M_D
S2 x K3 20/.06	S2<K3 (p = 0,000)	S2<K3	S2<K3 (p = 0,000)
S2 x ES 20/.06	S2<ES (p = 0,000)	S2>ES*	S2=ES (p = 0,266)*
K3 20/.06 x ES 20/.06	K3=ES (p = 0,825)	K3>ES	K3 >ES (p = 0,000)
F1 x K3 25/.06	F1=K3 (p=0,679)	F1<K3	F1<K3 (p=0,000)
F1 x ES 250/.06	F1<ES (p=0,003)	F1>ES	F1>ES (p=0,000)
K3 25/.06 x ES 25/.06	K3<ES (p=0,002)	K3>ES	K3>ES (p=0,000)
F2 x K3 30/.06	F2>K3 (p=0,021)	F2<K3	F2<K3 (p=0,000)
F2 x ES 30/.06	F2=ES (p=0,128)	F2>ES	F2>ES (p=0,000)
K3 30/.06 x ES 30/.06	K3=ES (0,900)	K3>ES	KE>ES (p=0,000)

*Casos em que a flexibilidade dos instrumentos não acompanhou a relação com a área da seção transversal dos mesmos.

O fato observado de os instrumentos K3 serem menos flexíveis que seus similares PTU e ES está relacionado não apenas às suas características geométricas. Os resultados deste estudo indicam que, embora a composição química dos instrumentos que compõem os sistemas avaliados não tenha variado, as temperaturas de transformação de fase dos instrumentos K3 foram mais baixas do que as dos demais, possivelmente devido a diferenças de tratamentos termomecânicos. Quando se estabeleceu a relação entre M_D e as temperaturas Af médias dos instrumentos analisados, verificou-se uma correspondência entre temperaturas Af mais baixas, ou seja, astenita mais estável, e os mais altos valores de momento de dobramento para os instrumentos de NiTi avaliados (Figura 29). Este resultado evidencia a influência das propriedades físicas da liga na flexibilidade dos instrumentos, e não apenas das características geométricas, e está de acordo com os estudos de Miyai *et al.* (2006).

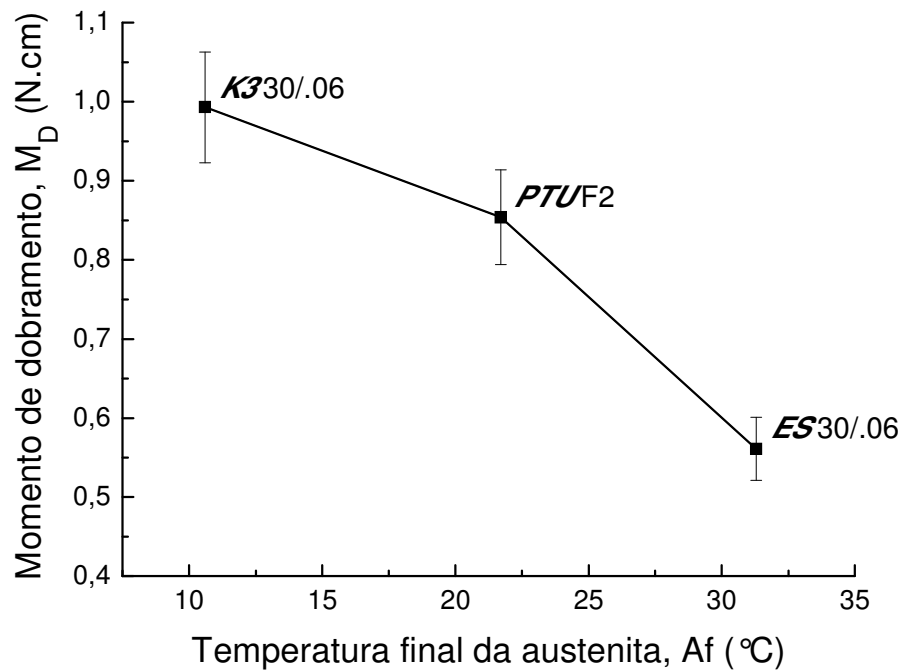


Figura 29: Relação entre os momentos de dobramento a 45° e as temperaturas de transformação Af médias dos instrumentos analisados.

Os Instrumentos *K3* apresentaram a temperatura Af mais baixa e apenas a fase austenítica à temperatura ambiente, enquanto que nos instrumentos PTU e ES havia também martensita. Como já foi anteriormente mostrado por Hayashi *et al.*(2007), na ocorrência de temperaturas Ms mais altas, valores mais baixos de tensão são necessários para a indução da transformação martensítica. Isto significa que a presença de uma pequena quantidade de martensita indica que a austenita é menos estável àquela temperatura, o que favorece a transformação martensítica induzida por tensão, e esta ocorre mais facilmente, com menores valores de tensão de transformação, o que contribui para aumentar a flexibilidade.

Variações na seção transversal e *design* têm sido propostas com o objetivo de aumentar a flexibilidade de instrumentos de NiTi, reduzindo suas dimensões geométricas. Entretanto, à medida que a área da seção transversal diminui, a estrutura apresenta menor massa e menor resistência torcional como mostrado por Trupim *et. al.*(2000), Schäfer & Tepel (2001), Xu & Zheng (2006) e Melo *et al.* (2008), aumentando o risco de fratura. Uma possível alternativa para o aumento da flexibilidade dos instrumentos além desta diminuição no diâmetro e área da seção transversal dos instrumentos seria a realização de tratamentos termomecânicos. Tratamentos que resultem na ocorrência de pequenas quantidades de

martensita presentes à temperatura ambiente na ligas NiTi, usadas para a confecção de instrumentos endodônticos, parecem ser um interessante mecanismo para aumentar a flexibilidade das limas sem reduzir a massa das mesmas, mantendo a sua resistência torcional e resultando em uma performance clínica melhor e mais segura.

5.4 Efeitos do Uso Clínico Simulado sobre a Flexibilidade dos Instrumentos

5.4.1 Ensaio de deformação cíclica por flexão

Os instrumentos *PTU S2 e F1*; e *K3 e ES 20/.06 e 25/.06*, são instrumentos geralmente utilizados na formatação e acabamento de canais curvos. Estes instrumentos, que apresentam grandes valores de amplitude máxima de deformação, calculados de acordo com Bahia & Buono (2005) e demonstradas na Tabela 5, são severamente afetados pela deformação cíclica durante o tratamento endodôntico de canais curvos. Por isso foram os escolhidos para a avaliação do efeito da deformação cíclica em flexão na flexibilidade dos mesmos.

Os valores médios de número de ciclos até a fratura (NCF) e respectivos desvios-padrão, determinados em ensaios de fadiga flexural dos instrumentos *ProTaper Universal, K3 e EndoSequence novos*, que constituem os Grupos Controle 2A, 2B e 2C, são apresentados também na Tabela 5.

TABELA 5: Amplitude de deformação média, ε_T , e número médio de ciclos até a fratura (NCF) (desvio-padrão) determinados em instrumentos *ProTaper Universal, K3 e EndoSequence novos*. Os valores de NCF assinalados com a mesma letra não são estatisticamente diferentes ($P > 0.05$).

Instrumentos	Amplitude de deformação (%)	NCF
<i>PTU S2</i>	3,6	654 (77) (a)
<i>PTU F1</i>	4,4	378 (49) (b)
<i>K3 20/.06</i>	4,0	500 (69) (c)
<i>K3 25/.06</i>	4,4	413 (61) (b)
<i>ES 20/.06</i>	4,0	419 (64) (d)
<i>ES 25/.06</i>	4,6	363 (77) (b)

Os valores de desvio padrão relativamente elevados são uma característica inerente de ensaios de fadiga, e, de acordo com Eggeler *et al.* (2004), esta dispersão nos valores de número de ciclos está geralmente relacionada às condições de ensaio, à amostragem e à natureza do acúmulo de danos em fadiga.

Estes resultados mostram que a resistência à fadiga de instrumentos *ProTaper Universal*, *K3* e *EndoSequence*, determinada pelos valores de NCF, apresenta uma tendência a diminuir à medida que o calibre dos instrumentos aumenta, com os instrumentos de maior calibre apresentando menores valores médios de NCF, quando a comparação é feita entre instrumentos do mesmo sistema. Esta mesma tendência já foi demonstrada anteriormente nos trabalhos de Haickel *et al.* (1999), Yared *et al.* (1999), Yared *et al.* (2000), Gambarini (2001a), Melo *et al.* (2002) e Bahia & Buono (2005).

Sabe-se que as condições mais severas de fadiga em instrumentos rotatórios de NiTi estão associadas a menores raios de curvatura do canal e a instrumentos de maior diâmetro (Pruett *et al.*, 1997; Haickel *et al.*, 1999). Assim, a amplitude máxima de deformação do instrumento, coincidente com a região de curvatura máxima do canal, depende dos parâmetros geométricos de calibre de ponta e *taper* dos instrumentos, associada à distância do ponto de curvatura máxima ao forame apical e ao raio de curvatura do canal (Bahia & Buono, 2005). Sendo assim, a resistência à fadiga dos instrumentos é inversamente proporcional à amplitude de deformação à qual os mesmos são submetidos. Os resultados observados no presente estudo sugerem que esta tendência é válida quando se compara instrumentos dentro de um mesmo sistema. Neste caso, os instrumentos de maior diâmetro em D₃ apresentam as maiores amplitudes de deformação e conseqüentemente menor número de ciclos até a fratura, já que o raio de curvatura do canal artificial é fixo em 5mm. Entretanto, quando a comparação é feita entre instrumentos de sistemas diferentes, verifica-se nos casos dos instrumentos *K3* e *ES 20/.06* e entre *PTU F1* e *K3 25/.06* que, apesar de os valores calculados de amplitude de deformação serem idênticos, houve variação na vida em fadiga dos mesmos, embora essa variação apenas tenha se mostrado estatisticamente significativa para os instrumentos 20/.06. É possível que haja outros fatores associados, como características de *design*, que possam interferir na nucleação e propagação de trincas de fadiga. De fato, alguns estudos sobre a resistência à fadiga de instrumentos rotatórios sugeriram que diferentes *designs* de seção transversal parecem ser fatores determinantes na vida em fadiga das limas de NiTi (Grande *et al.*, 2006; Tripi *et al.*, 2006; Yao *et al.*, 2006). Da mesma forma que no presente estudo, Ray *et al.* (2007) verificaram que o design dos

instrumentos se mostrou mais importante que os tratamentos de superfície como polimento eletrolítico na determinação do número de ciclos realizados até a ruptura. Para estes autores, os instrumentos *K3* apresentaram um NCF estatisticamente maior que os *EndoSequence* nos mesmos diâmetros e conicidades devido a uma melhor capacidade das limas *K3* em distribuírem as tensões de dobramento ao longo de sua parte ativa.

Xu & Zheng (2006), ao comparar instrumentos com diferentes características de *design*, observaram que a presença de planos radiais amplos pode levar a um aumento da resistência periférica do modelo, com uma maior concentração de tensões verificada nos casos onde havia uma pequena superfície de contato. É possível que os instrumentos *K3 25.06* apresentaram maiores valores de NCF que os instrumentos dos sistemas *PTU* e *ES* devido a uma melhor distribuição das tensões ao longo de sua parte ativa, resultado de suas características de *design* com a presença de planos radiais. Entretanto, na comparação realizada entre o número de ciclos até a fratura de instrumentos de diferentes sistemas, mas com diâmetros em D_3 semelhantes, verificou-se que entre os instrumentos de maior diâmetro, a diferença não foi estatisticamente significativa entre as limas *ProTaper Universal F1* quando comparados a *K3* e *ES 25/.06* e nem entre as limas de conicidade fixa comparadas entre si. Entre os de menor diâmetro, os instrumentos *ProTaper Universal S2* mostraram-se significativamente ($p = 0,000$) mais resistentes à fadiga que os instrumentos *K3* e *ES 20/.06*. Uma possível explicação para este comportamento seria a menor amplitude de deformação apresentada pelos instrumentos *S2* em comparação aos instrumentos *20/.06*, conforme observado na Tabela 5. Os instrumentos *K3 20/.06*, por sua vez, também mostraram-se estatisticamente mais resistentes à fratura por fadiga que os instrumentos *ES 20/.06*, possivelmente pelos mesmos motivos referentes à concentração de tensões expostos anteriormente referentes à concentração de tensões.

De um modo geral, os instrumentos *ES* foram os que apresentaram o pior desempenho referente à resistência à fratura por fadiga flexural, o que pode ser explicado, possivelmente, tanto pelos altos valores de amplitude de deformação observados, quanto pelas suas características de *design*, onde os ângulos extremamente agudos que formam a secção triangular poderiam funcionar como concentradores de tensão levando a uma maior nucleação de trincas e uma fadiga estrutural mais significativa. No trabalho de Xu & Zheng (2006), os autores verificaram, através de modelos matemáticos, que instrumentos com secção transversal triangular foram os que apresentaram os piores resultados com relação a distribuição de tensões, inclusive com deformação plástica em alguns pontos. O

desempenho dos instrumentos com secção transversal triangular, com relação à resistência à fratura por fadiga, também foi considerado desfavorável por Yao *et al.*, (2006) e .Ray *et al.* (2007).

Outro fator observado neste estudo que merece consideração é que, aparentemente, os resultados indicaram que o efeito de tratamentos de superfície por polimento eletrolítico, no aumento do número de ciclos até a fratura de instrumentos de NiTi não foi efetivo. Os instrumentos *ES*, representantes de sistemas que receberam este tratamento, foram os que apresentaram desempenho menos favorável com relação à vida em fadiga. Herold *et al.* (2007) e Larsen *et al.*(2009) também observaram que o polimento eletrolítico não foi capaz de prevenir o surgimento de microtrincas em instrumentos endodônticos de NiTi submetidos industrialmente a este procedimento. Contrariamente, alguns trabalhos na literatura (Lee *et al.*, 1996; Rapisarda *et al.*, 2000; Rapisarda *et al.*, 2001; Tripi *et al.*, 2006; Anderson *et al.*, 2007) sugerem este processo como um mecanismo eficiente na melhoria da qualidade superficial dos instrumentos e aumento na sua resistência e capacidade de corte.

A Tabela 6 apresenta os resultados relativos à posição da fratura (PF), assim como os desvios-padrão, em instrumentos ensaiados em dispositivo de bancada até a ruptura por fadiga. Todos os resultados relativos ao tempo gasto até a fratura por fadiga (TF), número de ciclos (NCF) e posição de fratura de todos os instrumentos *ProTaper Universal*, *K3* e *EndoSequence* ensaiados na bancada de fadiga são apresentados no Apêndice C.

TABELA 6: Valores médios (desvios-padrão) da posição da fratura em relação ao comprimento total (25mm) de instrumentos *ProTaper Universal*, *K3* e *EndoSequence* novos.

Instrumentos	Posição da Fratura (mm)
<i>PTUS2</i>	3,2 (0,3)
<i>PTUF1</i>	3,1 (0,4)
<i>K3 20/.06</i>	2,7 (0,2)
<i>K3 25/.06</i>	3,0 (0,4)
<i>ES 20/.06</i>	2,7 (0,5)
<i>ES 25/.06</i>	3,0 (0,2)

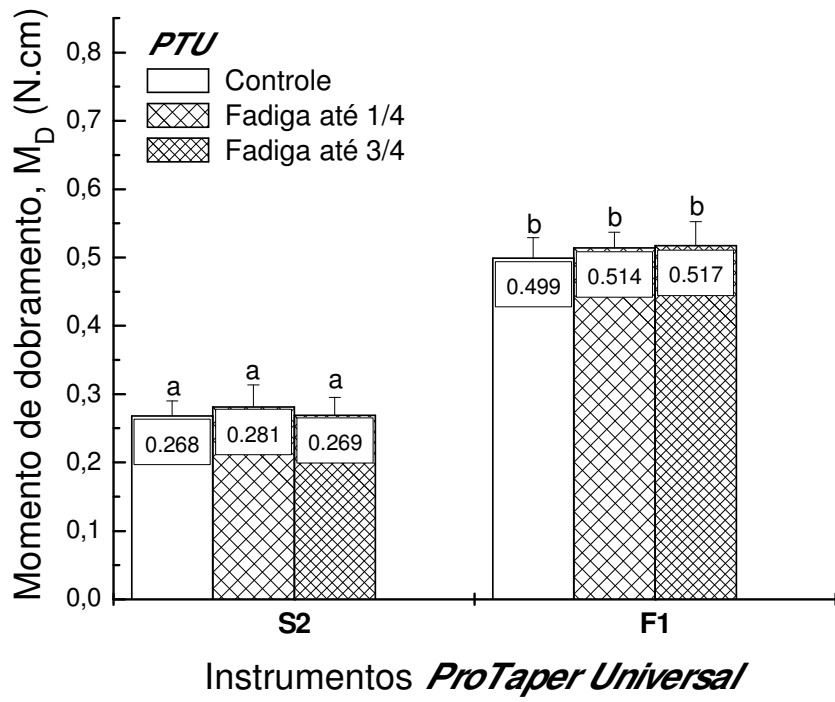
De um modo geral, a fratura dos instrumentos ocorreu próximo a 3mm da ponta dos mesmos, em todos os instrumentos avaliados. A análise estatística dos resultados relativos à posição da fratura apresentados não aponta diferença significativa para nenhum dos instrumentos testados ($p \geq 0,05$). Este fato é uma indicação de que os instrumentos fraturaram sempre na região de flexão máxima do canal artificial, intencionalmente localizado neste ponto.

5.4.2 Ensaio de dobramento após deformação cíclica por flexão

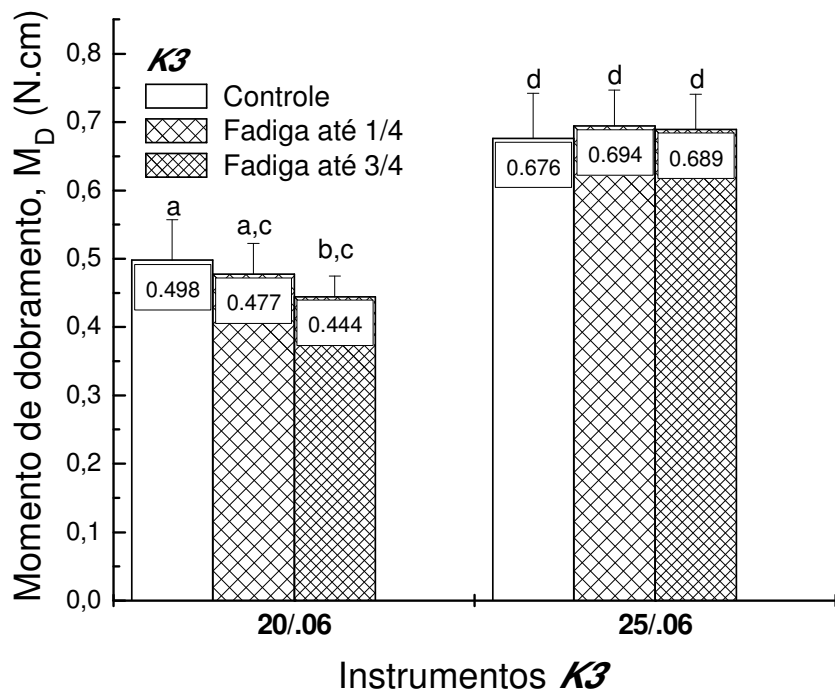
Uma vez determinada a resistência dos instrumentos de NiTi à fadiga por flexão, foram calculados o NCF dos instrumentos correspondentes a 1/4 e 3/4 de sua vida útil média, para simular situações de pouco e muito uso durante a utilização clínica. Instrumentos novos dos três sistemas avaliados foram ensaiados na bancada de fadiga por tempos correspondentes a estas duas situações.

Estes mesmos instrumentos foram então submetidos a ensaios de dobramento a 45°, conforme descrito anteriormente, para verificação do efeito do uso simulado na flexibilidade dos instrumentos de NiTi.

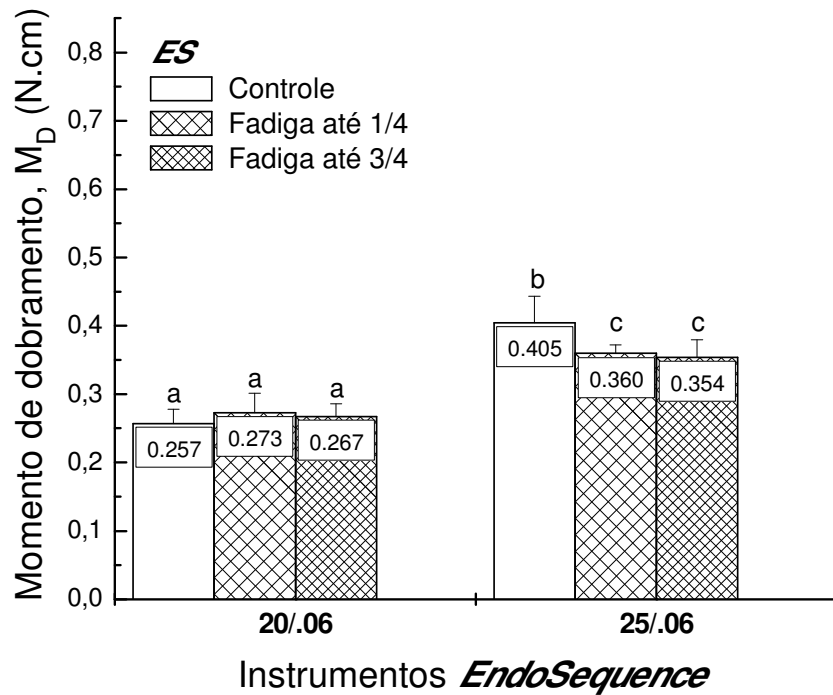
Os valores médios do momento de dobramento (M_D) e desvios padrão obtidos nos ensaios de dobramento após ciclagem em flexão para os instrumentos *ProTaper Universal* (Grupos 3A e 4A), *K3* (Grupos 3B e 4B), e *EndoSequence* (Grupos 3C e 4C), são apresentados na Figura 30, e descritos detalhadamente no Apêndice D.



(a)



(b)



(c)

Figura 30: Comparação entre momentos de dobramento (M_D) antes e após a ciclagem em flexão até 1/4 e 3/4 da vida útil de instrumentos *PTU S2* e *F1* (a), *K3 20/06* e *25/06* (b) e *ES 20/06* e *25/06* (c). Os valores das barras assinaladas com a mesma letra não são estatisticamente diferentes ($P > 0.05$).

Exemplo das curvas de dobramento a 45° , antes e após o carregamento cíclico flexural nas duas situações avaliadas, pode ser visualizado para um instrumento *ES 25/06* na Figura 31.

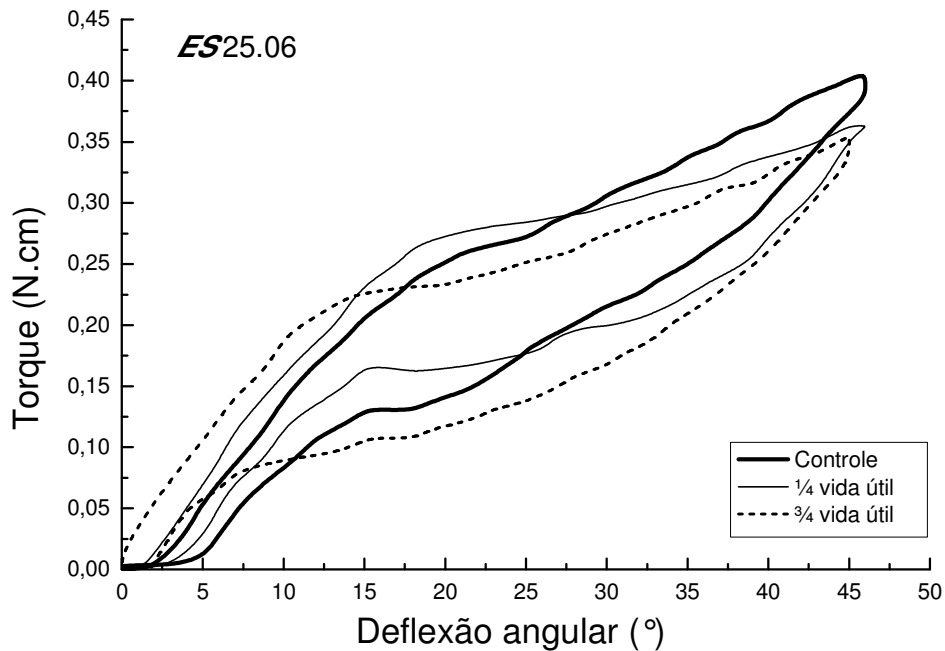


Figura 31: Curvas típicas de dobramento a 45° antes e após a ciclagem em flexão até 1/4 e 3/4 da vida útil de instrumentos *EndoSequence* 25.06.

Ao se comparar os M_D de instrumentos novos (Grupos Controle 1A, 1B e 1C) com os M_D de instrumentos após a ciclagem em flexão até 1/4 da vida útil dos mesmos (Grupos 3A, 3B e 3C), verificou-se diferença estatisticamente significativa apenas para os instrumentos *ES* 25/.06 ($p = 0,006$). Entretanto, houve uma tendência de aumento dos valores de M_D após a ciclagem para instrumentos do Grupo 3A (PTU), embora sem significância estatística.

Quando a comparação foi feita entre os instrumentos novos (Grupos 1A, 1B e 1C) e aqueles ciclados em flexão até 3/4 da vida útil (Grupos 4A, 4B e 4C), a diferença se mostrou estatisticamente significativa apenas para os instrumentos *K3* 20/.06 ($p = 0,025$) e *ES* 25/.06 ($p = 0,003$).

Ao se estabelecer uma comparação entre os momentos de dobramento apresentados pelos instrumentos após a ciclagem em flexão até 1/4 da vida útil dos instrumentos (Grupos 3A, 3B e 3C) com aqueles obtidos após a ciclagem até 3/4 da vida útil dos mesmos (Grupos 4A, 4B e 4C) verificou-se que não houve diferença estatisticamente significativa para nenhum dos grupos avaliados.

Geralmente, as propriedades funcionais das ligas superelásticas são afetadas pelo carregamento cíclico (Eggeler *et al.*, 2004). A expectativa de que o uso repetido fosse capaz de alterar negativamente a flexibilidade dos instrumentos de NiTi, da mesma forma que acontece com a resistência torcional (Yared, 2003a,b; Yared, 2004; Ulmann & Peters, 2005; Bahia *et al.*, 2006; Bahia *et al.*, 2008; Vieira *et al.*, 2008) e a resistência à fadiga flexural dos mesmos (Haickel *et al.*, 1999; Gambarini, 2001a; Fife *et al.*, 2004; Bahia & Buono, 2005), não foi confirmada neste estudo. De acordo com os resultados apresentados, a flexibilidade dos instrumentos se mostrou afetada de forma significativa após a deformação cíclica em torção e flexão em apenas três casos. Este fato se deu quando os instrumentos de conicidade fixa *K3* e *ES* foram submetidos a um maior consumo (3/4) da sua vida em fadiga flexural e quando o instrumento *ES 20/06* foi ensaiado até 1/4 de sua vida útil. Nestes casos, se verificou uma modificação significativa na flexibilidade dos instrumentos, sendo esta uma alteração favorável, verificada pela diminuição nos valores de M_D , ou seja, aumento da flexibilidade dos instrumentos avaliados após o uso clínico simulado nas duas condições avaliadas. Como estes instrumentos foram os que mais sofreram a ação das cargas flexurais durante os ensaios de fadiga, verificado através dos seus menores valores de NCF, pode-se supor que, da mesma forma que no trabalho de Bahia *et al.* (2005), as mudanças verificadas estejam associadas a uma maior quantidade de defeitos internos gerados quando a liga NiTi é submetida a deformação cíclica no regime superelástico (Tobushi *et al.*, 1996). Esta deformação não recuperável é atribuída à geração de deslocamentos e variantes de martensita estabilizada que não sofreram transformação reversa após a descarga, localizadas próximo aos contornos de grão. As tensões internas associadas a estes defeitos na microestrutura diminuem a tensão de transformação e contribuem para a nucleação de martensita induzida por tensão durante o carregamento subsequente.

5.4.3 Ensaios de deformação cíclica por torção

Para os ensaios de carregamento cíclico em torção, a máquina de testes foi programada para realizar ciclos de zero a 180° de deflexão angular e então retorno a zero de torque aplicado. Os 60 instrumentos *PTU*, *K3* e *ES* foram submetidos a 20 ciclos consecutivos de carregamento em torção. Este carregamento cíclico específico foi utilizado para simular a fadiga torcional de instrumentos rotatórios durante o uso clínico. Essa abordagem considera a incidência de tensões torcionais de amplitude variável nos instrumentos rotatórios durante a formatação de canais radiculares, impostas pela resistência da dentina e o diâmetro original do canal. Após a realização da ciclagem, não foi observada deformação plástica macroscópica em nenhum instrumento.

Curvas típicas de carregamento cíclico em torção do instrumento S2 são mostradas na Figura 32.

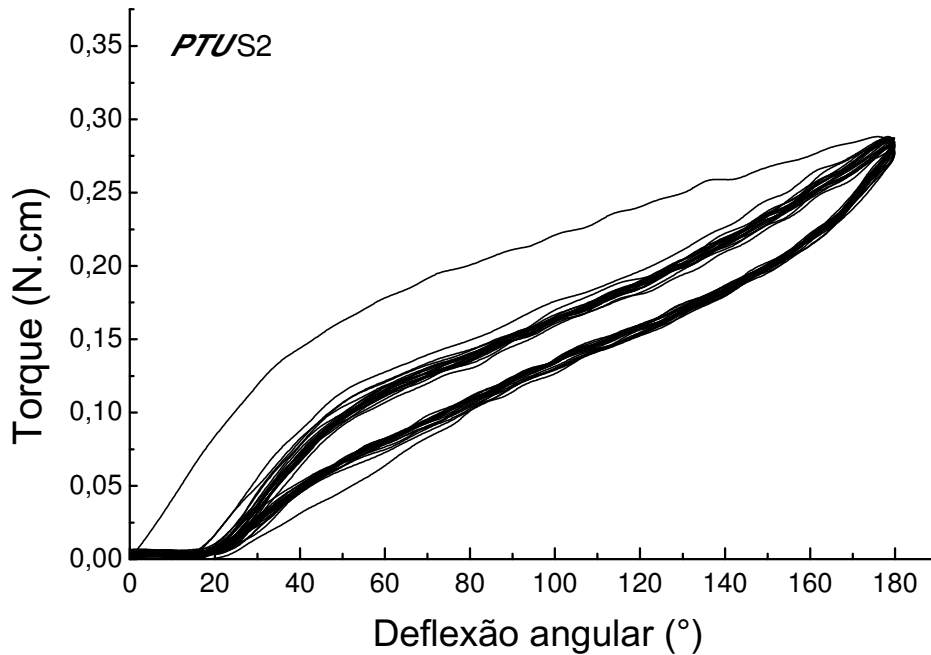
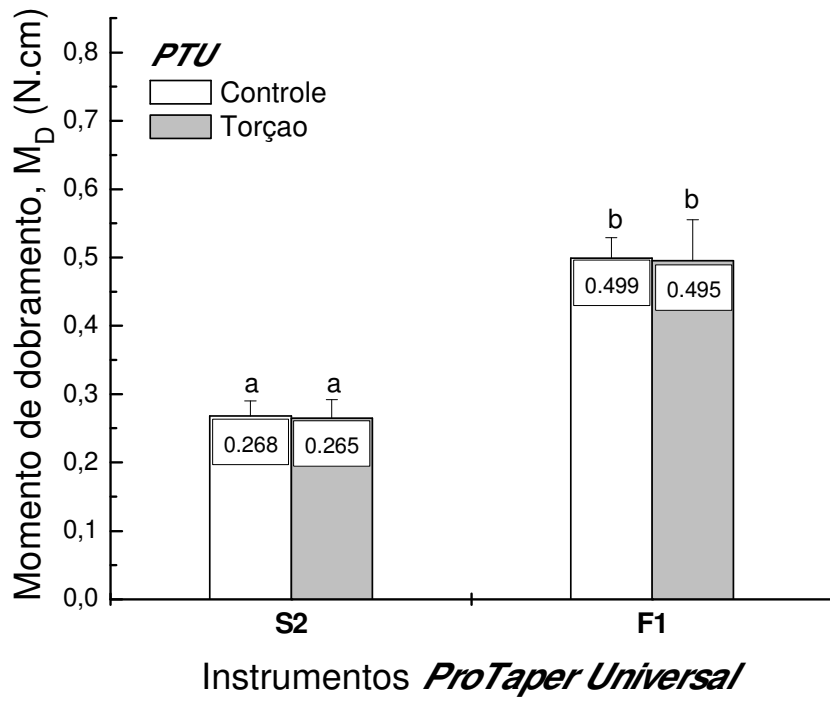


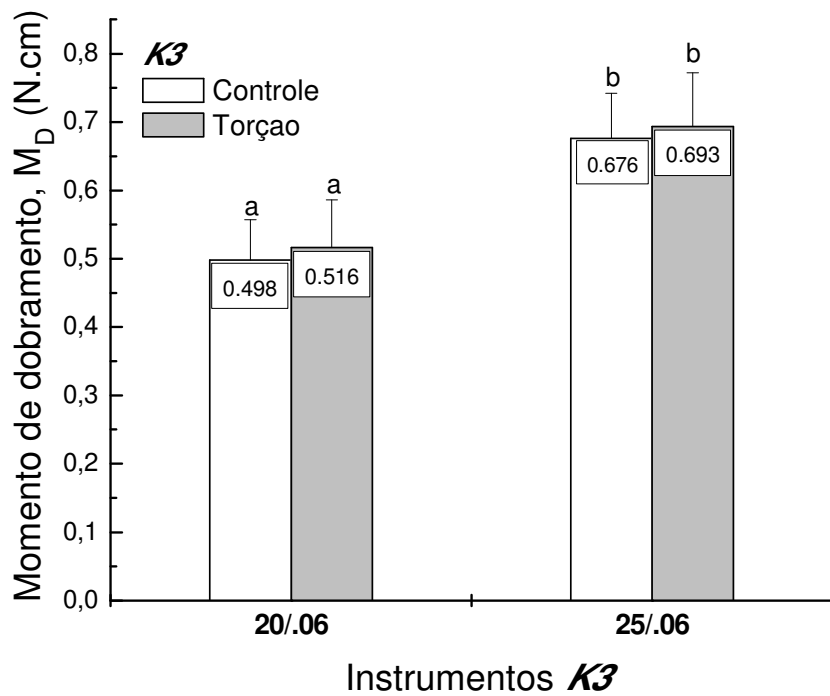
Figura 32: Curvas típicas de ciclagem em torção obtidas para instrumento *PTUS2*.

Uma vez ciclados em torção, os instrumentos dos três sistemas avaliados foram submetidos a ensaios de dobramento a 45°, conforme descrito anteriormente no item.4.4.1, para avaliação do efeito do uso simulado sobre a flexibilidade dos instrumentos de NiTi.

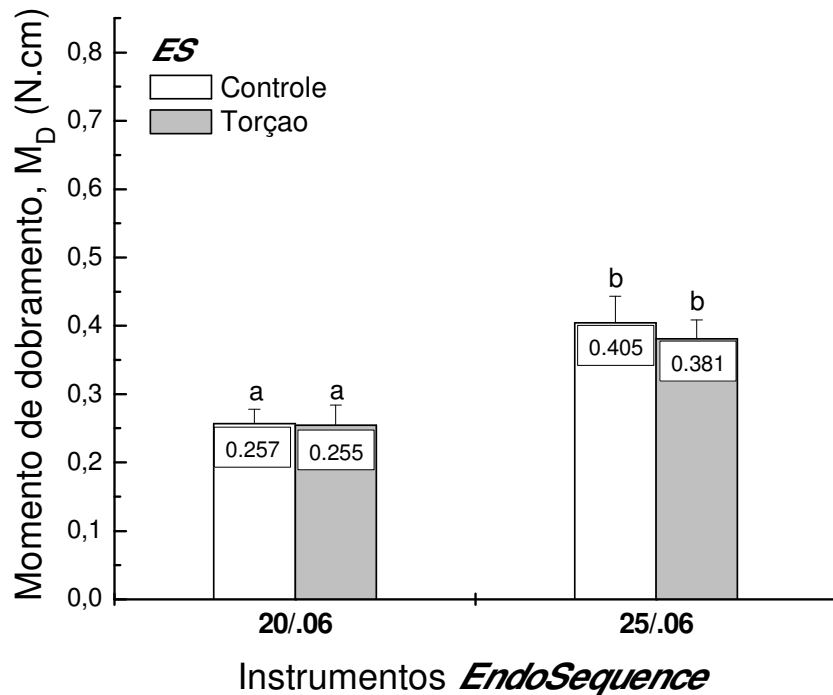
Os resultados dos valores médios de momento de dobramento (M_D) e desvios padrão obtidos nos ensaios de dobramento a 45° após ciclagem em torção para os instrumentos *ProTaper Universal*, *K3* e *EndoSequence* são apresentados na Figura 33, e Apêndice E.



(a)



(b)



(c)

Figura 33: Comparação entre os Momentos de Dobramento (M_D) antes e após a ciclagem em torção de instrumentos *ProTaper Universal* (a), *K3* (b) e *EndoSequence* (c). Os valores das barras assinaladas com a mesma letra não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($P > 0.05$).

O comportamento flexural dos instrumentos, antes e após a ciclagem em torção, mostrou-se diverso entre os diferentes sistemas avaliados. Nos grupos dos instrumentos *PTU* e *ES*, verificou-se uma diminuição nos valores de momento de dobramento dos grupos experimentais 5A e 5C, previamente ciclados em torção, em relação aos grupos controle 1A e 1C. Já nos instrumentos *K3*, a ciclagem por torção ocasionou, por sua vez, um aumento nos valores de momento de dobramento obtidos pelo grupo 5B, ciclados em torção, quando comparado com o grupo controle 1B.

Estas tendências observadas podem ser visualizadas nas curvas de dobramento a 45° , para o instrumento *K3* 25/06 e *ES* 25/06, antes e após o carregamento cíclico em torção (Figuras 34 e 35).

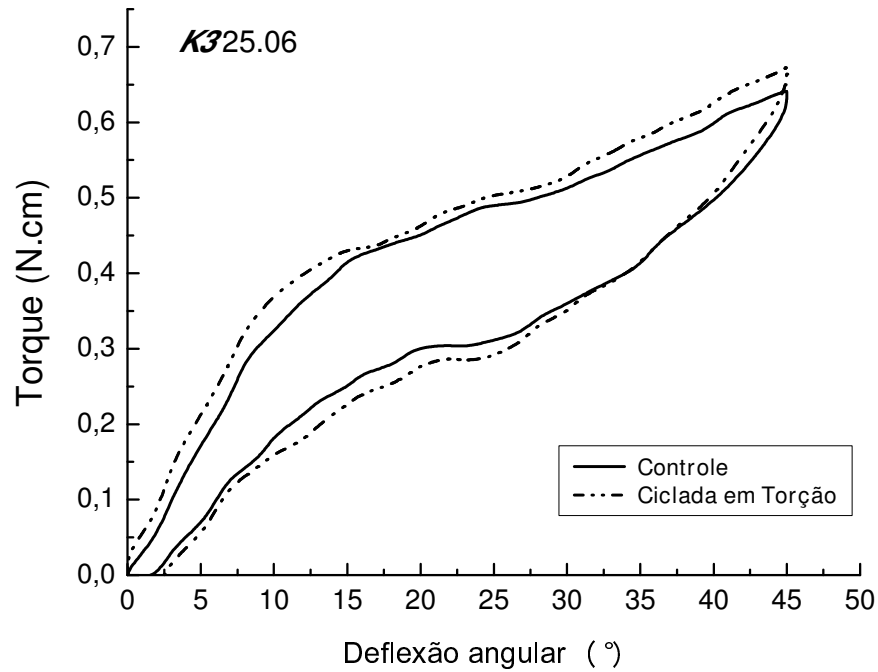


Figura 34: Comparação entre curvas típicas de dobramento antes e após a ciclagem em torção de instrumento *K3 25.06*.

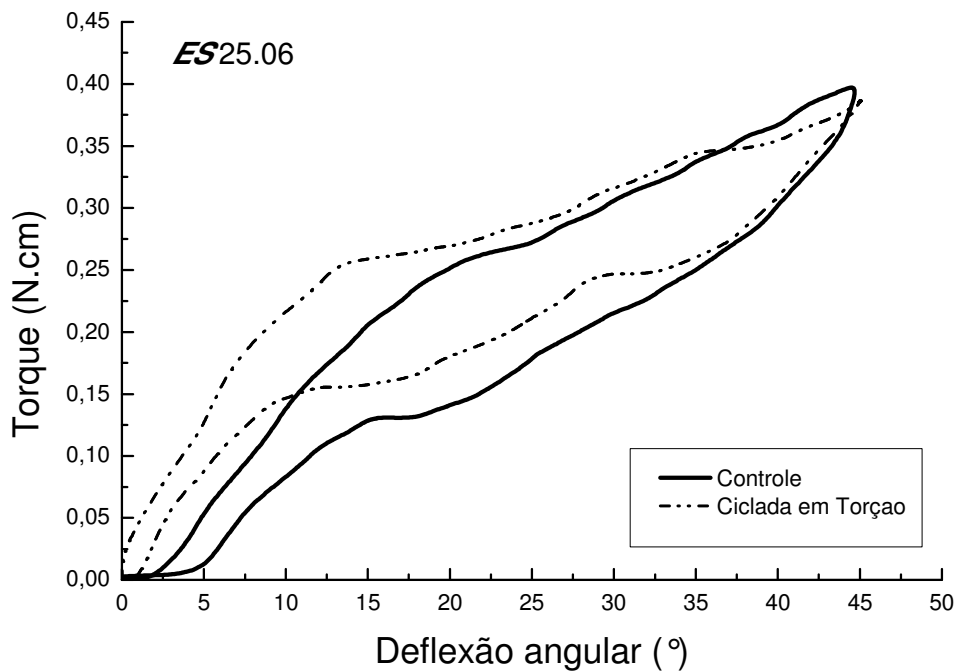


Figura 35: Comparação entre curvas típicas de dobramento antes e após a ciclagem em torção de instrumento *EndoSequence 25.06*.

A análise estatística dos resultados pelo teste ANOVA One Way, observou-se, entretanto, que nem a tendência de diminuição dos valores de M_D nos Grupos 5A e 5C, e nem a de aumento destes valores no Grupo 5B, mostraram-se estatisticamente significativas para nenhum dos instrumentos avaliados.

A variação sem diferença estatisticamente significativa observada nas propriedades de dobramento dos diferentes sistemas de NiTi avaliados, possibilita afirmar que o uso clínico simulado, através de ensaios de ciclagem em torção de instrumentos de NiTi, não foi capaz de induzir efeitos deletérios no comportamento mecânico destes instrumentos no que diz respeito à sua flexibilidade, sendo mantidas suas características mesmo após as solicitações mecânicas em torção.

Da mesma forma que após a deformação cíclica em torção, o uso clínico simulado, através de ensaios de fadiga flexural a 1/4 e 3/4 da vida útil de instrumentos de NiTi, não foi capaz de induzir efeitos desfavoráveis no comportamento mecânico destes instrumentos no que diz respeito à sua flexibilidade. O carregamento cíclico que simula as tensões sofridas pelos instrumentos rotatórios durante a formatação de canais curvos não foi capaz de afetar a flexibilidade dos mesmos na maioria das situações testadas, ou, quando o fez, esta alteração se mostrou como uma diminuição no momento de dobramento dos instrumentos.

Uma das razões para se utilizar a liga NiTi na confecção de instrumentos endodônticos é o seu baixo módulo de elasticidade, refletindo em grande flexibilidade dos mesmos. Clinicamente, esta propriedade se mostra bastante desejável uma vez que torna possível a formatação de canais radiculares curvos com reduzido risco de transporte, formação de degraus e outros erros de preparo. A comprovação de que o uso repetido dos instrumentos não reduzirá a sua capacidade de acompanhar a trajetória original dos canais, garantindo uma formatação eficiente, é um fator importante para a compreensão do comportamento dos instrumentos rotatórios de NiTi, quando submetidos à fadiga flexural e torcional durante o uso clínico.

CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos neste estudo dão suporte a algumas conclusões, que serão abordadas a seguir, sobre as características físicas, químicas e geométricas de instrumentos endodônticos de NiTi *PTU*, *K3* e *ES*, bem como sua flexibilidade e a influência do uso clínico simulado nesta importante propriedade dos instrumentos de NiTi:

- Na comparação entre instrumentos endodônticos com diâmetros a 3mm da ponta semelhantes, aqueles do sistema EndoSequence mostraram-se os mais flexíveis, seguidos pelos do sistema ProTaper Universal. Os instrumentos K3 foram os que apresentaram os maiores valores de momento de dobramento a 45°, ou seja, menor flexibilidade.
- Os ensaios de dobramento a 45° realizados neste trabalho revelaram a tendência da flexibilidade dos instrumentos diminuir com o aumento do diâmetro e da área da seção transversal a 3mm da ponta e com a diminuição das temperaturas de transformação reversa. Isto mostra que a forma geométrica e as dimensões desses instrumentos, assim como as características estruturais e as temperaturas de transformação da liga NiTi utilizada em sua confecção, influenciam a flexibilidade e portanto o comportamento clínico dos mesmos. Tanto as características geométricas e dimensionais quanto as propriedades metalúrgicas se revelaram importantes: os instrumentos K3 apresentaram características relacionadas à baixa flexibilidade (maiores valores de área da seção transversal) e também propriedades microestruturais (presença apenas da fase austenítica à temperatura de ensaio) que contribuiriam nessa direção. Da mesma forma, os instrumentos EndoSequence apresentaram as características relacionadas a alta flexibilidade (menores valores de área e temperatura A_f mais alta).
- O carregamento cíclico, simulando as tensões sofridas pelos instrumentos rotatórios de NiTi durante a formatação de canais curvos, não foi capaz de afetar suas propriedades flexurais na maioria das situações testadas, ou, quando o fez, esta alteração se mostrou como uma diminuição no momento de dobramento a 45° dos instrumentos, ou seja, um aumento de sua flexibilidade. Do ponto de vista clínico, isto significa que o emprego desses instrumentos na formatação de canais

radiculares curvos não compromete sua capacidade de manter a trajetória original do canal e possibilitar preparos com conicidades adequadas e pouco ou nenhum transporte apical.

ARTIGO PUBLICADO



Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology

ENDODONTOLOGY

Editor: Larz S.W. Spångberg

Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments

Ana Cecília Diniz Viana, DDS, MS,^a Marta Chaves Craveiro de Melo, DDS, PhD,^b
Maria Guiomar de Azevedo Bahia, DDS, PhD,^c and Vicente Tadeu Lopes Buono, PhD,^d
Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Objective. The purpose of this study was to assess the influence of both the metallurgic and the geometric characteristics of nickel-titanium endodontic instruments on their flexibility.

Study design. ProTaper Universal (PTU), K3, and EndoSequence (ES) instruments were evaluated. Their chemical composition and phase constitution were characterized by conventional analytical techniques. Instrument diameter and cross-sectional area were evaluated by image analysis. Flexibility was evaluated in bending tests according to the ISO 3630-1.

Results. K3 presented the highest average bending moment (M_B), followed by PTU and ES. A linear relationship was found between M_B and the instrument's diameter and cross-sectional area at 3 mm from the tip. Alloy chemical compositions were similar among the files, but transformation temperatures were lower for K3 instruments, which presented only austenite as a constituent phase.

Conclusion. Nickel-titanium instruments from different manufacturers have unequal behavior related to their flexibility properties. Manufacturing processes changed the phase constitution and transformation temperatures of the instruments investigated and may also have influenced their flexibility. (*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 110:527-533)

Root canal preparation is known to be adversely influenced by the highly variable canal anatomy. When curvatures are present, they may pose problems during

shaping and cleaning procedures, which may in turn lead to undesirable technical results.^{1,2} The flexibility of the endodontic instrument is a fundamental requirement, because it allows appropriate canal enlargement while maintaining the instrument centered within the canal,³ causing fewer undesirable changes in the shape of curved canals.⁴

Since the introduction of rotary nickel-titanium (NiTi) instruments,⁵ the shaping of root canals has become more predictable, with reduced operator fatigue and time required to complete the preparation.⁶⁻⁸ NiTi systems incorporate rotary motion and instruments with greater taper than the ISO standard 0.02 taper design to improve the relatively low cutting efficiency of these instruments compared with stainless steel files and to enhance canal shaping.⁹ The flexibility of NiTi instruments results from the combination of the alloy's low elastic modulus and its unique superelastic properties, characterized by large recoverable tensile

Supported in part by the Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, Brasília, Distrito Federal, and Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, Brasília, Distrito Federal, Brazil.

^aGraduate student, Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry.

^bPostdoctorate Fellow, Department of Metallurgical and Materials Engineering, Faculty of Dentistry.

^cAssociate Professor of Endodontics, Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry.

^dAssociate Professor of Physical Metallurgical and Materials Engineering, Engineering School.

Received for publication Apr 18, 2009; accepted for publication May 8, 2010.

1079-2104/\$ - see front matter

© 2010 Published by Mosby, Inc.

doi:10.1016/j.tripleo.2010.05.006

strains (up to 8% upon loading). This means that NiTi files can undergo significant deformation without reaching their elastic limits and still return to their original form.^{8,10}

The superelastic properties of NiTi alloys are related to a phase transformation which takes place under the influence of both temperature and applied stress. By cooling or applying stress, the parent austenite phase transforms to martensite. The reverse transformation from martensite to austenite gives rise to the superelastic effect. The reverse transformation temperatures of austenite start (As) and finish (Af), which can be manipulated by adjusting chemical composition and heat treatment conditions, play an important role in determining the alloy's mechanical properties. This transformation is affected by numerous factors, including changes in alloy chemical composition, as well as forming and heat treatment characteristics.^{10,11} Therefore, NiTi endodontic instruments, owing to the variety of materials and manufacturing conditions used, may present considerable differences in mechanical properties, which clearly affect their clinical performance.^{8,12-14}

On the other hand, the geometric configuration and design of the NiTi instruments, as well as the mechanical properties of the alloy, also are important factors in controlling the performance of these instruments. For example, several authors have correlated the cross-sectional shape and area with torsional and bending properties.^{6,15-21} Unfortunately, the general understanding of the clinical performance of rotary NiTi endodontic instruments has been biased, because the influence of factors on their functional properties has mostly been analyzed separately.

The aim of the present study was to investigate the influence of both the metallurgic and the geometric characteristics of NiTi endodontic instruments on their flexibility, measured by means of bending tests. Three NiTi systems developed by different manufacturers in an attempt to improve instrument efficiency and safety were used: ProTaper Universal (PTU), K3, and Endo-Sequence (ES). These systems are quite different in several aspects, which serves the purpose of the present study, and represent some of the most frequently used files in clinical practice.

MATERIALS AND METHODS

Rotary endodontic NiTi instruments PTU (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) sizes S2, F1, and F2, and K3 (SybronEndo, Orange, CA, USA)/ES (Brasseler, Savannah, GA, USA) sizes #20/.06, #25/.06, and #30/.06 were evaluated. These instruments were chosen being used during the final steps of curved root canal preparation and are responsible for the shaping of middle and apical thirds of the canal, being the thickest

instruments of each of the 3 systems operating in the region of high curvature, where instrument flexibility is highly important.

Physical and chemical characterization

X-Ray energy-dispersive spectroscopy (EDX) in a TN-M3055 spectrometer (Noran, Middleton, WI, USA) was used to determine the composition of the NiTi alloy used for the manufacture of the different instruments. Ten small areas were analyzed in 1 instrument of each type, taper, and size, to semiquantitatively identify their Ni and Ti contents. To identify the crystallographic phases present in the instruments, 10 segments of 12 mm length of each material were glued side by side, forming a specimen of 12 × 12 mm in area, and were analyzed by X-ray diffraction (XRD; PW1710; Philips-Panalytical, Almelo, The Netherlands) using Cu-K α radiation. Transformation temperatures were determined as the beginning and end of exothermic/endothemic peaks on the heating and cooling curves recorded by differential scanning calorimetry (DSC; DSC 60; Shimadzu, Kyoto, Japan). Three tests were performed with the different samples of each instrument system. Each test consisted of heating the sample to 80°C and then cooling to -80°C, at a heating and cooling rate of 10°C/min.

Dimensional characterization

A total of 36 new instruments of each system, 12 of each size, were photographed using a high-resolution digital camera (20D; Canon, Tokyo, Japan) to assess their dimensional characteristics based on ANSI/ADA specification no. 101. Lines were drawn on both sides of the instrument images and the outermost diameters at each millimeter from the tip were measured using the Image Pro Plus 6.0 (Media Cybernetics, Silver Spring, MD, USA).

To visualize the cross-sectional area at 3 mm from the tip, a metallographic saw (Isomet 1000; Buehler, Lake Bluff, IL) was used to cut ~2.5 mm from the tip of 1 instrument of each size. The cross-sectional surfaces were polished and then imaged under a scanning electron microscope (JSM 6360; Jeol, Tokyo, Japan) with a ×150 magnification. Then ~1.0 mm of each instrument was removed with sandpaper and new images were taken. The cross-sectional areas were determined using the same software described above. The values of the cross-sectional area at 3 mm from the tip were then obtained by means of linear interpolation of the 2 measured values for each file.

Bending tests

Resistance to bending was determined by using a testing apparatus built according to specification ISO

3630-1 (International Organization for Standardization, 1992). Ten PTU, 10 K3, and 10 ES instruments of each size, totaling 90 files, were tested for bending resistance to evaluate their flexibility. The test conditions were similar to that described in the specification, with the instruments fixed at 3 mm from the tip, perpendicular to the axis of the geared motor. The bending angle was measured and controlled by a resistive angular transducer connected to a process controller. A specifically designed computer program adjusted the zero angular position when the bending lever touched the instrument shaft and set the lever in motion until the instrument was bent 45° in relation to its long axis. The bending moment (M_B) was then automatically measured and recorded by the load cell.

The statistical significance of differences in the measured parameters among different types of instruments was determined using a one way analysis of variance at a 95% confidence level.

RESULTS

The semiquantitative EDX analysis of the NiTi files showed that, on average, the alloys used in the manufacture of the 3 types of instruments presented approximately the same chemical composition: 56 wt% Ni, 44 wt% Ti (50.5 at% Ni, 49.5 at% Ti). The XRD analysis revealed that the β -phase austenite was the main constituent present in the instruments at room temperature, but a small amount of B19' martensite was also found in the PTU and ES instruments. For all samples examined, there was only 1 exothermic and 1 endothermic peak in the cooling-heating DSC curves, corresponding to the austenite-to-martensite transformation in the cooling process, whereas the endothermic reaction during heating corresponded to the reverse transformation from martensite to austenite. No indication was obtained for the formation of the R-phase during heating nor during the cooling of the tested instruments. The mean A_f temperature, which influences the superelastic effect, was 21.7°C for PTU, 10.6°C for K3, and 31.3°C for ES instruments. In general, transformation temperatures were lower for K3 than for PTU and ES instruments.

Typical images of the instruments' cross-sections are shown in Fig. 1. Mean values (and standard deviations) of diameter (D_3) and cross-sectional area (A_3) at 3 mm from the tip are presented in Table I. No statistically significant difference in D_3 could be observed for the instruments K3 and ES #20/.06 ($P = .826$), PTU F1 and K3 #25/.06 ($P = .679$), PTU F2 and ES #30/.06 ($P = .128$), and K3 and ES #30/.06 ($P = .900$). On the other hand, mean values of A_3 were quite different among these instruments, disclosing the influence of their distinct cross-sectional designs.

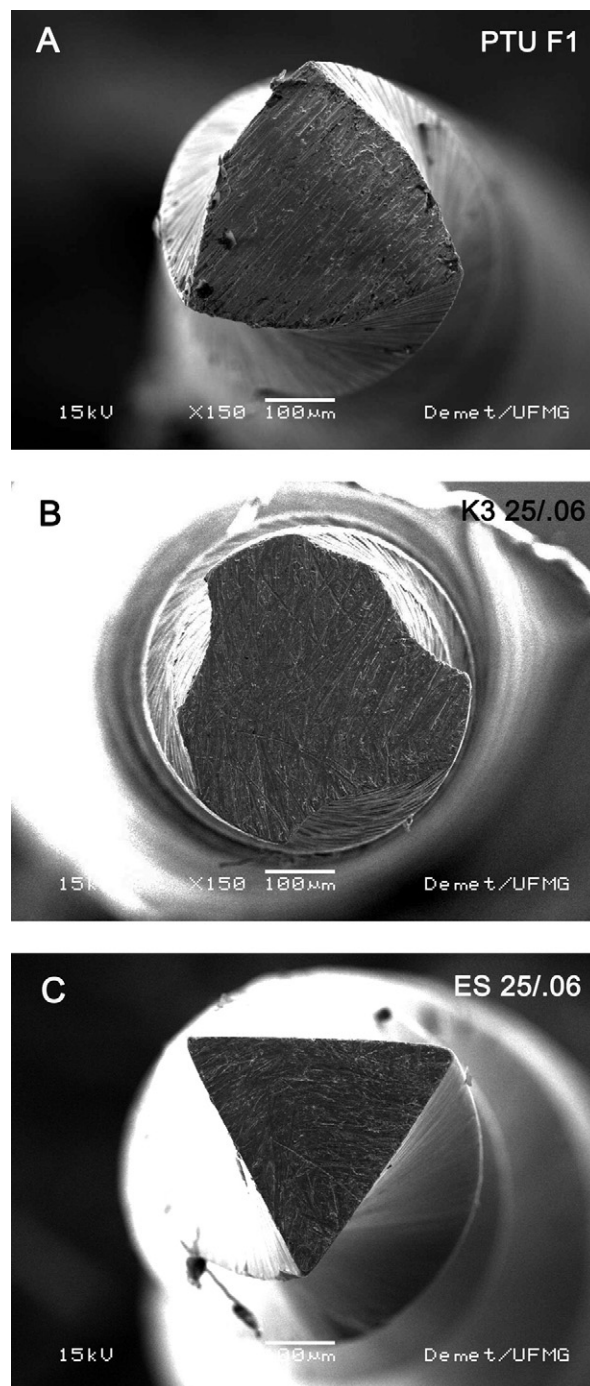


Fig. 1. SEM images of the cross-section at 3 mm from the tip of (A) ProTaper Universal F1, (B) K3 #25/.06, and (C) EndoSequence #25/.06 instruments.

The results of the bending tests for PTU, K3, and ES instruments, expressed as mean values of M_B , are shown in Fig. 2. The resistance to bending of instruments of the same system presented a significant increase, which was in direct proportion to instrument

Table I. Mean (SD) values of diameter (D_3) and cross-sectional area (A_3) at 3 mm from the tip of the analyzed instruments

	PTU S2	K3 #20/06	ES #20/06	PTU F1	K3 #25/06	ES #25/06	PTU F2	K3 #30/06	ES #30/06
D_3 (mm)	0.354 (0.009)	0.380 (0.007)	0.381 (0.012)	0.424 (0.007)	0.423 (0.001)	0.439 (0.013)	0.501 (0.010)	0.491 (0.010)	0.492 (0.018)
A_3 (mm ²)	0.0554 (0.0001)	0.0812 (0.0001)	0.0525 (0.0001)	0.0824 (0.0001)	0.1031 (0.0001)	0.0693 (0.0002)	0.1210 (0.0001)	0.1330 (0.0003)	0.0892 (0.0001)

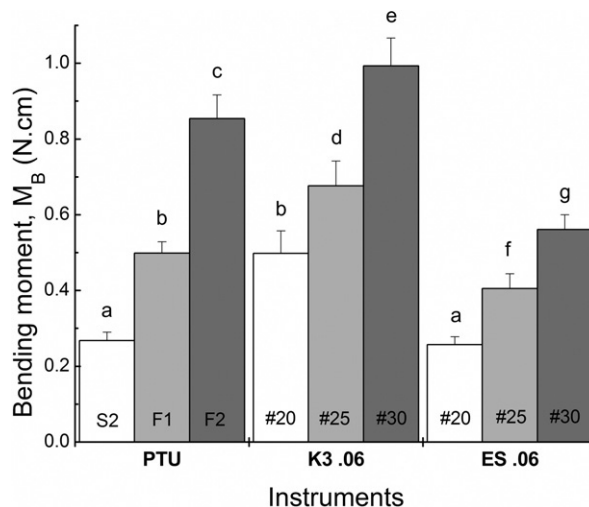


Fig. 2. Mean values (and standard deviations) of the bending moment (M_B) of the analyzed instruments at 45°. The bars with the same superscript letter were not significantly different ($P > .05$).

diameter. For files with similar values of D_3 , statistical analysis of the data revealed that bending moments were significantly higher ($P = .000$) for K3 instruments than for the other systems, in all sizes evaluated. Between PTU and ES instruments, M_B values were statistically higher for PTU ($P = .000$), except in the comparison between PTU S2 and ES #20/06, where there was no statistically significant difference ($P = .266$). When files with different diameters were compared, no statistically significant difference was found between PTU F1 and K3 #20/06 ($P = .944$).

In an attempt to correlate the bending behavior of the instruments with their geometric characteristics, the average values of M_B were plotted against D_3 and A_3 , as shown in Fig. 3. High linear correlation coefficients were obtained with D_3 for PTU ($R = 0.993$), K3 ($R = 0.999$), and ES ($R = 0.995$), but only when each type of instrument was plotted separately. The correlation with A_3 remained at $R = 0.998$ when the bending of the instruments were considered jointly.

DISCUSSION

The high flexibility of NiTi rotary instruments is related to the low modulus of elasticity⁵ and to the superelastic behavior of this alloy, the latter being associated with the stress-induced martensitic transformation of the β -phase austenite to the B19' martensitic structure.^{8,10} Appropriate choice of chemical composition and thermomechanical treatments applied during instrument manufacturing is required for this transformation to produce a large recoverable strain and thus render the instrument more flexible.^{13,22,23}

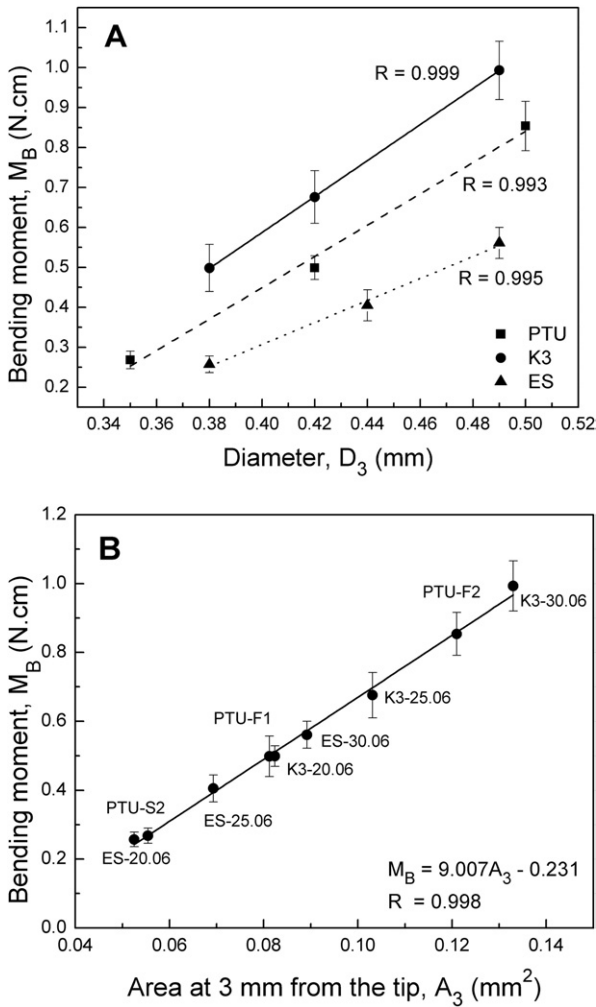


Fig. 3. Linear relationship among bending moments (M_B) and (A) diameters (D_3) and (B) area (A_3) at 3 mm from the tip of the analyzed instruments.

The low bending moments of all instruments tested are indicative that these files are highly flexible, which is clinically desirable.¹⁸ A number of authors have suggested that file design and dimensions also may have a crucial effect on the flexibility of endodontic instruments.^{6,15,17,21} This, in fact, can be one of the possible explanations for some of the differences found here among the behavior of PTU, K3, and ES. Data presented in Table I are in agreement with other reports showing that instrument flexibility decreases as D_3 and A_3 increase.^{4,20,21} The influence of file diameter is characterized by the linear relationships with high correlation coefficients found between bending moments and D_3 for all three types of instruments (Fig. 3, A). However, the fact that this relation is different for each file system is a clear indication that the D_3 parameter

alone cannot describe the influence of instrument geometry on flexibility.

The influence of the cross-sectional shape of endodontic instruments on the stress distribution pattern, and thus on instrument properties, has been recognized by other authors.¹⁶⁻²¹ The high correlation found in the present study between the bending moment and the cross-sectional area of the different instruments taken together (Fig. 3, B) is a clear indication that the cross-sectional configuration is an important parameter affecting the flexibility of NiTi endodontic files. There are specific reports in the literature regarding the influence of cross-sectional design,^{7,24} especially when instruments with triangular cross-section are compared with other instruments, because they commonly demonstrate a greater ability to maintain the original canal curvature than do files with a convex triangular cross-sectional design. Some authors have attributed the difference in flexural rigidity of the various systems of NiTi instruments as a result of different file geometries by considering that the properties of the raw material were the same.¹⁹ However, the present study's results indicate that the bending properties of the instruments may also be affected by other factors besides their geometric characteristics.

A meaningful evaluation of the influence of different geometric shapes on the mechanical properties of NiTi endodontic instruments would require comparing instruments made from the same alloy with the same heat treatment. Conversely, the effects of alloy and heat treatment alone would be properly analyzed only if instruments with the same design, manufactured using different alloys and/or heat treatments, were used. The results found in the present work indicated that the instruments analyzed have approximately the same chemical composition, close to the equiatomic ratio 50 at% Ni–50 at% Ti, and are similar to those obtained by various authors.^{4,8,23,25,26} However, the characteristic transformation temperatures and the crystalline phases found in the different instruments are an indication that different heat-treatment procedures may have been applied during instrument manufacturing. The phase transition temperatures of NiTi alloys depend on the chemical composition, but they are considered to be a more critical property than the elemental composition for several applications.²⁶ Heat treatments applied during instrument manufacturing, as well as the type and amount of previous deformation, should also influence the alloy phase constitution.^{10,27,28} This is the case with the instruments analyzed here, as shown by the XRD results, indicating that PTU and ES instruments contained, in addition to the β -phase austenite, a small amount of B19' martensite, which was not observed in K3 instruments. The results of the DSC analysis give

further support to this observation, considering that PTU and ES instruments showed the highest Af temperatures: 21.7°C and 31.3°C, respectively.

Miyai et al.¹³ analyzed the phase constitution of similar instruments using DSC experiments and found that ProTaper and EndoWave had a combination of B2 and B19' phases, whereas K3 instruments contained only austenite. Those authors also reported the observation of a 2-step transformation during heating and attributed the first peak to the formation of the R-phase, which presence was not found in the present work. Earlier literature has provided 2 possible explanations for these diverging results. R-Phase nucleation is strongly dependent on the stress fields around Ti_3Ni_4 coherent precipitates.²⁹ The fact that these Ti_3Ni_4 precipitates could not be detected in the specimens investigated by XRD is an indication that, if they were present, their amount was too small, in which case it is reasonable to expect that the formation of the R-phase would not occur in the files studied. On the other hand, heterogeneous precipitation of Ti_3Ni_4 particles near grain boundaries affects martensitic transformations in NiTi shape memory alloys and can be responsible for multiple-step transformation associated with Ni depletion and consequent transformation temperature increase near grain boundaries.³⁰

Differences among the transformation temperatures of commercial NiTi rotary instruments may cause differences in their torsional and bending properties.^{13,14} As pointed out by Hayashi et al.,¹⁴ at a higher martensite start temperature (M_s), less stress is necessary to induce martensitic transformation. This means that the presence of some martensite facilitates the stress-induced marten-

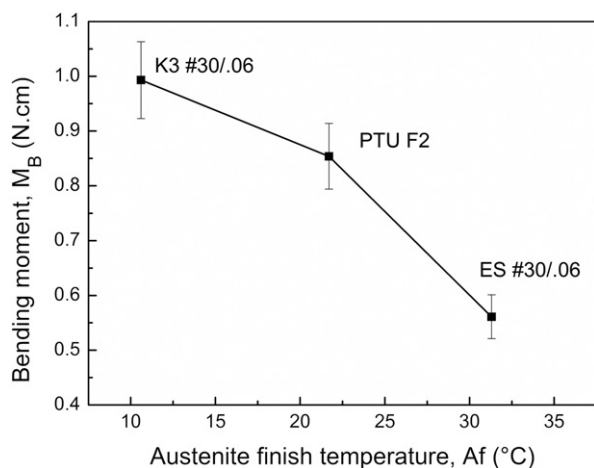


Fig. 4. Linear relationship between the bending moments (M_B) of the thickest instruments analyzed and the austenite finishing temperatures (Af).

sitic transformation, which occurs at lower applied stresses. Our results support this theory, as can be seen in Fig. 4, which shows the correspondence found between a lower Af temperature and a higher M_B for the analyzed instruments. Thus, the fact that K3 instruments were observed to be less flexible seems to be related not only to their higher cross-sectional area, but also to the absence of the small amounts of martensite detected in PTU and ES instruments.

A complete understanding of the properties of endodontic instruments is essential to guide clinicians toward the choice of the most appropriate NiTi system for the shaping of curved root canals and manufacturers toward the most effective means through which to optimize instruments performance. The ideal endodontic instrument should have both characteristics: elasticity and strength.¹⁷ Several changes in cross-sectional and flute design have been introduced to increase instrument flexibility.^{19,31} However, as the area of the inner core of the cross-section decreases, the structure becomes less massive and the instruments are found to be less resistant in torsion.^{16,18-20} In addition, currently available instruments of greater taper tend to be quite rigid owing to their dimensions.⁷ A possible solution for increasing instrument flexibility, beyond the already reported reduction in diameter and cross-sectional area, would be to use an improved NiTi alloy with superior mechanical properties, obtained by means of appropriate thermomechanical treatments. In a recent study,¹⁴ heat treatment for hybrid NiTi instruments was stated to be effective in increasing their flexibility. Prototype instruments with modified NiTi alloys also proved to be more flexible than available instruments of the same tip and taper size.³¹

In conclusion, the flexibility of ProTaper Universal, K3, and EndoSequence NiTi endodontic instruments, measured by the M_B at 45°, showed a strong correlation with instrument D_3 and A_3 . Flexibility decreased linearly as these two geometric parameters increased. Although chemical compositions were similar among the different instruments, manufacturing processes changed their phase constitution and transformation temperatures and may also have influenced their flexibility. An appropriate design must involve NiTi alloys with improved mechanical properties due to heat treating so as to produce a NiTi endodontic instrument with superior flexibility.

REFERENCES

1. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod* 1985;11: 203-11.
2. Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 2003;36:93-9.
3. Tepel J, Schäfer E. Endodontic hand instruments: cutting effi-

- ciency, instrumentation of curved canals, bending and torsional properties. *Endod Dent Traumatol* 1997;13:201-10.
4. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;96:757-63.
 5. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 1988;14:346-51.
 6. Schäfer E, Florek H. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2003;36:199-207.
 7. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2004;37:229-38.
 8. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297-310.
 9. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. *J Endod* 1995;21:418-21.
 10. Otsuka K, Wayman CM. Shape memory materials. 1st ed. Cambridge, U.K.: Cambridge University Press; 1998.
 11. Yeung KWK, Cheung KMC, Lu WW, Chung CY. Optimization of thermal parameters to alter austenitic phase transition temperature of NiTi alloy for medical implant. *Mat Sci Engineering A* 2004;383:213-8.
 12. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou G D. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103:843-7.
 13. Miyai K, Ebihara A, Hayashi y, Doi H, Suda h, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006;39:119-26.
 14. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Doi H, Hanawa T, et al. Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2007;40:247-53.
 15. Camps JJ, Perlot WJ, Levallois B. Relationship between file size and stiffness of nickel-titanium instruments. *Endod Dent Traumatol* 1995;11:270-3.
 16. Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stress of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod* 2000;26:414-7.
 17. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod* 2003;29:15-9.
 18. Schäfer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod* 2001;27:299-303.
 19. Xu X, Zheng Y. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instrument with different cross-sections. *J Endod* 2006;32:372-5.
 20. Melo MCC, Pereira ESJ, Viana ACD, Fonseca AMA, Buono VTL, Bahia MGA. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J* 2008;41:329-38.
 21. Câmara AS, Martins RC, Viana ACD, Leonardo RT, Buono VTL, Bahia MGA. Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper Universal rotary instruments assessed by mechanical tests. *J Endod* 2009;35:113-6.
 22. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontics instruments. *J Endod* 2002;28:716-20.
 23. Bahia MGA, Martins RC, Gonzalez BM, Buono VTL. Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behavior of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2005;38:795-801.
 24. Paqué F, Musch U, Hülsmann M. Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary NiTi instruments. *Int Endod J* 2005;38:8-16.
 25. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod* 2001;27:516-20.
 26. Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic NiTi instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of NiTi endodontic instruments. *Int Endod J* 2010;43:125-34.
 27. Liu Y, Galvin SP. Criteria for pseudoelasticity in near-equiatomic NiTi shape memory alloy. *Acta Mater* 1997;45:4431-9.
 28. Liu Y, Chen X, McCormick. Effect of low temperature ageing on the transformation behavior of near-equiatomic NiTi. *J Mater Sci* 1997;32:5979-84.
 29. Khalil-Alafi J, Dlouhy A, Eggeler G. Ni₄Ti₃ precipitation during ageing of NiTi shape memory alloys and its influence on martensitic phase transformations. *Acta Mater* 2002;40:4255-74.
 30. Khalil-Alafi J, Eggeler G, Dlouhy A, Schmahl WW, Somsen Ch. On the influence of heterogeneous precipitation on martensitic transformations in Ni-rich NiTi shape memory alloy. *Mat Sci Engineering A* 2004;378:148-51.
 31. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:798-800.

Reprint requests:

Professor Vicente T. L. Buono
Associate Professor
Department of Metallurgical and Materials Engineering
Universidade Federal de Minas Gerais
Av. Antonio Carlos, 6627
31270-901 Belo Horizonte, MG
Brazil
vbuono@demet.ufmg.br

Influence of simulated clinical use on the flexibility of different NiTi endodontic instruments

SUMMARY

Flexibility is an important characteristic of NiTi endodontic instruments. It is determined by the combination geometry and dimensions of the instruments and the metallurgical properties of the materials employed on their manufacture. The aim of this work was to assess how the simulated clinical use influences the flexibility of these instruments. The finishing instruments of the ProTaper Universal (PTU), K3 and EndoSequence (ES) systems were evaluated. Images of the longitudinal and transverse sections were used for determining diameter and cross-sectional area at 3mm from the instrument tip, position where the most important loads are concentrated during the clinical use. The structural characteristics, related to the physical properties (phase transformation temperatures) and the chemical composition of the materials employed were evaluated by conventional analytical techniques. Flexibility was evaluated in bending tests up to 45° performed according to ISO 3630-1 specification.

Since these instruments are submitted to a combination of flexural and torsional fatigue during curved root canals shaping, the clinical use was simulated on fatigue bench test devices. Two types of instruments ($n = 10$) from each one of the systems evaluated were subjected to 20 torsion cycles from zero to 180° angular deflection each. Another similar group was tested until failure in a flexural fatigue test device to establish its fatigue life. After that, other two groups of instruments ($n = 10$) of each system were tested in the same device until $\frac{1}{4}$ and $\frac{3}{4}$ of their fatigue life. Then, the instruments subjected to interrupted fatigue tests had their flexibility evaluated as described before, that is, according to ISO 3630-1 specification.

K3 instruments were the least flexible, that is, the ones which presented the highest bending moment (M_B) values, followed by PTU and ES. A direct linear correlation was found between M_B and the instrument's diameter and cross-sectional area, justifying, in principle, the differences in flexibility among new files. Besides that, despite there was no chemical composition differences among the files analyzed, the transformation temperatures of K3 instruments were lower than those of the others, possibly due to differences in thermomechanical treatments. These files presented only the austenitic phase at room temperature, while in PTU and ES there was also martensite. The presence of a small amount of martensite favors the occurrence of stress induced

martensitic transformation, contributing to increase the flexibility of endodontic instruments.

Cyclic torsional loading caused no statistically significant differences (ANOVA, 95% confidence, $p < 0.05$) on the bending moment of the instruments analyzed, which kept unchanged their flexibility characteristics. After interrupted flexural fatigue experiments, statistically significant differences in the flexibility of certain instruments were observed and identified as an improvement in flexibility, which occurred for smaller as well as for higher previous number of cycles. In summary, simulated clinical use induced no detrimental effects in the flexibility of the NiTi instruments analyzed, even in situations where there was a large consumption of fatigue life.

Keywords: NiTi endodontic instruments, geometrical characteristics, structural characteristics, flexibility, flexural fatigue, torsional fatigue.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AL-SUDANI, D. & AL-SHAHRANI, S. A comparison of the canal centering ability of ProFile, K3 and RaCe nickel-titanium rotary systems. **Journal of Endodontics**, v.32, n.12, p.1198-1201, dec. 2006.
2. 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, oct. 2007.
3. ANKRUN, M.T.; HATWELL, G.R.; TRUITT, J.E. K3 Endo, ProTaper and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved root molars. **Journal of Endodontics**, v.30, n.4, p.234-237, apr. 2004.
4. 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, p.281-312. 1997.
5. AYAR, L.R. & LOVE, R.M. Shaping ability of ProFile and K3 rotary Ni-Ti instruments when used in a variable tip sequence in simulated curved root canals. **International Endodontic Journal**, v.37, p.593-601, sep. 2004.
6. BAHIA, M. G. A. **Resistência à fadiga e comportamento em torção de instrumentos endodônticos ProFile**. 2004. 213p. Tese (Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Minas, Ciência e Engenharia de Materiais) Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte.
7. 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.2249-255, aug. 2005.
8. 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 behavior of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. **International Endodontic Journal**, v.38, p.795-801, 2005.
9. BAHIA, M.G.A; MELO, M.C.C.; BUONO, V.T.L. Influence of simulated clinical use on the torsional behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.101, n.5, p.675-680. 2006.

10. BAHIA, M.G.A; MELO, M.C.C.; BUONO, V.T.L. Influence of cyclic torsional loading on the fatigue resistance of K3 instruments. **International Endodontic Journal**, v.41, p.883-891. 2008.
11. BARBOSA F.O.G., PONCIANO J.A.C., ARAÚJO M.C.P. Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel–titanium rotary instruments. **Journal of Endodontics**, v.33, p.1477-1480. 2007.
12. BERGMANS, L.; VAN CLEYNENBREUGEL, J.; BEULLENS, M.; WEVERS, M.; VAN MEERBEEK, B.; LAMBRECHTS, P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. **International Endodontic Journal**, v.36, p.288-295, apr. 2003.
13. BERUTTI, E., CHIANDUSSI, G., GAVIGLIO, I., IBBA, A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments. ProTaper versus ProFile. **Journal of Endodontics**, v.29, p.15-19. 2003.
14. BERUTTI, E.; NIGRO, 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. 2004.
15. BOESSELER, C.; PAQUE, F.; PETERS, O. A. The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with ProTaper Shaping files. **Journal of Endodontics**, v.35, p.102- 106. 2009.
16. 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.
17. 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.
18. BRANTLEY, W.A.; SVEC, T.A.; IJIMA, M.; POWERS, J.M; GRENTZER, T.H. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments after simulated clinical use. **Journal of Endodontics**, v.28, n.11, p.774-778, nov. 2002.
19. BRANTLEY, W.A.; IJIMA, M.; GRENTZER, T.H. Temperature modulated DSC provides new insight about nickel-titanium wire transformations. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**. v.124, n.4, p.387-394. Oct. 2003.

20. CÂMARA, 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.
21. COURTNEY, T.H. **Mechanical behavior of materials**. USA: McGraw Hill, 620p, 1990.
22. DE DEUS, G.; GARCIA-FILHO, P. Influence of NiTi rotary system on the debridement quality of the root canal space. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.106, p.e71-e76, oct. 2009.
23. Di FIORI, P. M., GENOV, K. A., KOMAROFF, E., LI, Y., LIN, L. Nickel-titanium rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. **International Endodontic Journal**, v.39, p.700-708. 2006.
24. EGGELER, G., HORNBOKEN, E., YAWNY. Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. **Materials Science and Engineering A**, v.378, p.24-33, jul. 2004.
25. FIFE, D.; GAMABRINI, G.; BRITTO, L.R.. Cyclic fatigue testing of ProTaper Rotary instruments after clinical use. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics**, v.97, n.2, p.251-256, feb, 2004.
26. GAMBARINI, G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. **Endodontics Dental Traumatology**, v.16, p.95-100. 2000.
27. GAMBARINI, G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. **International Endodontic Journal**, v.34, p. 386-389, jul. 2001a.
28. 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, dec. 2001b.
29. 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, dec. 2001c.
30. GAMBARINI, G. The K3 rotary nickel-titanium instrument system. **Endodontic Topics**, v.10, p.179-182. 2005.
31. GIULIANI, V.; COCCHETTI, R.; PAGAVINO, G. Efficacy of ProTaper Universal retreatment files in removing filling materials during root canal retreatment. **Journal of Endodontics**, v.34, n.11, p.1381-1384, nov. 2008.

32. 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. 2006.
33. GU, L.S.; LING, J.Q.; HUANG, X.Y. Efficacy of ProTaper Universal rotary retreatment system for gutta-percha removal from root canals. **International Endodontic Journal**, v.41, p.288-295. 2008.
34. GUELZOW, A.; STAMM, O.; MARTUS, P.; KIELBASSA, A.M. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and han instrumentation for root canal preparation. **International Endodontic Journal**, v.38, p.743-752. 2005.
35. HAICKEL, 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
36. HAYASHI, Y., YONEYAMA, T., YAHATA, Y., MIYAI, K., DOI, H., HANAWA, T., EBIHARA, A., SUDA, H. Phase transformations behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. **International Endodontic Journal**, v.40, p.247-253. 2007.
37. 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.
38. 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.
39. IJIMA, M.; OHNO, H.; KAWASHIMA, I.; ENDO, K.; MIZOGUCHI, I. Mechanical behaviour at different temperatures and stresses for superelastic nickel-titanium orthodontic wires having different transformation temperatures. **Dental Materials**, v.18, p.88-93. 2002.
40. JODWAY, B. & HÜLSMANN, M. A comparative study of root canal preparation with NiTi-TEE and K3 rotary Ni-Ti instruments. **International Endodontic Journal**, v.39, p.71-80. 2006.
41. KHALIL-ALAFI, J.; DLOUHY, A.; EGgeler, G.. Ni₄Ti₃ precipitation during ageing of NiTi shape memory alloys and its influence on martensitic phase transformations. **Acta Materialia**, v.40, p.4255-4274. 2002.

42. .KHALIL-ALAFI, J.; EGgeler, G.; DLOUHY, A.; SCHMAHL, W.W.; SOMSEN, Ch. On the influence of heterogeneous precipitation on martensitic transformations in Ni-rich NiTi shape memory alloy. **Materials Science Engineering A**, v. 378, p. 148-51. 2004.
43. KENNON, N.F.; DUNNE, D.P. Shape memory behaviour. **Metals forum**, v.4, n.3, p.130-134. 1981.
44. KIM, T.O.; CHEUNG, G.S.P.; LEE, J.M.; KIM, B.M.; HUR, B.; KIM, H.C. Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. **International Endodontic Journal**, v.42, p.14-21. 2009.
45. KOCH, K.A. & BRAVE, D.G. Real World Endo Sequence File. **Dental Clinics of North America**, v.48, p.159-182, jan. 2004.
46. 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, aug. 2001.
47. KUHN, G. & JORDAN, L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. **Journal of Endodontics**, v.28, n.10, p.716-720, oct. 2002.
48. LARSEN, C.M.; WATANBE, 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.
49. LASK, J.Y.; WALKER, M.P.; KULILD, J.C.; CUNNINGHAN, K.P.; SHULL, P.A.. Variability of the diameter and taper of size #30, 0.04 nickel-titanium rotary files. **Journal of Endodontics**, v.32, n.12, p.1171-1173, dec. 2006.
50. LEE, D.H.; PARK, B.; SAXENA, A.; SERENE, T.P. Enhanced surface hardness by born implantation in Nitinol alloy. **Journal of Endodontics**, v.22, n.10, p.543-546, oct. 1996.
51. LLOYD, A. Root canal instrumentation with ProFile instruments. **Endodontic Topics**, v.10, p.151-154. 2005.
52. LÓPEZ,F.U.; FACHIN, E.V.; FONTANELLA, V.R.C.; BARLETTA, F.B.; SÓ, M.V.R.; GRECCA, F.S. Apical transportation: a comparative evaluation of three root canal instrumentation techniques with three different apical diameters. **Journal of Endodontics**, v.34, n.12, p.1545-1548, dec. 2008.

53. MARTIN, B.; ZELADA, G.; VARELA, P.; BAHILLO, J.G.; MAGÁN, F.; AHN, S.; RODRIGUEZ, C.. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. **International Endodontic Journal**, v.36, p.262-266. 2003.
54. 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, oct. 2002.
55. 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.
56. 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, apr. 2008.
57. MISERENDINO, L.J. **Instruments, materials and devices**. In: Cohen S., Burns R.C., eds Pathways of the pulp. 5th ed. St. Louis: Mosby Year Book, 1991 . p.377-413.
58. 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, p. 119-126. 2006.
59. 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. 1998.
60. MOUNCE, R.E. The K3 rotary nickel-titanium file system. **Dental Clinics of North America**, v.48, p.137-157, jan. 2004.
61. NAKANO, H., SATOH, K., NORRIS, R., JIN, T., KAMEGAI, T., ISHIKAWA, F., KATSURA, H. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.115, n.4, p.390-395.1999.
62. OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M.. **Shape Memory Materials**, Cambridge: Cambridge Univ. Press,1998, UK, cap 1, p.1-26.
63. OTSUKA, K.; REN, X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. **Progress in Materials Science**, v.50, p. 511-678. 2005.

64. OUNSI, H.F.; SALAMEH, Z.; AL-SHALAN, T.; FERRARI, M.; GRANDINI, S.; PASHLEY, D.H.; TAY, F.R..Effect of clinical use of the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. **Journal of Endodontics**, v.35, n.6, p.737-741, jun. 2007.
65. PAQUÉ, F.; MUSCH, U.; HÜLSMANN, M. Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments. **International Endodontic Journal**, v.38, p.8-15. 2005.
66. 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, feb. 2005.
67. 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, p.379-389, apr. 2002.
68. 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, p.93-99, feb. 2003.
69. PETERS, O.A. Current challenges and concepts in the preparation of root canal system: a review. **Journal of Endodontics**, v.30, n.8, p.559-567, aug. 2004.
70. 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, feb. 1997.
71. RAPISARDA, E.; BONACCORSO, A.; TIRPI, T.R.; FRAGALK, I.; CONDORELLI, G.G. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics**, v.89, n.3, p.363-368, mar, 2000.
72. RAPISARDA, E.; BONACCORSO, A.; TRIPI, T.R.; CONDORELLI, G.G.; TORRISI, L. Wear of nickel-titanium endodontic instruments by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. **Journal of Endodontics**, v.27, n.9, p.588-592, sep. 2001.
73. 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, dec. 2007.
74. 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, may.1985.

75. RODRIGUEZ, M.P.G. & LUQUE, C.M.F. A comparison of ProFile, Hero 642, and K3 instrumentation systems in teeth using digital imaging analysis. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics**, v.97, n.1, p.112-115, jan. 2004.
76. 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, aug. 2003.
77. RUDDLE, C.J. The ProTaper technique. **Endodontic Topics**, v.10, p.187-190. 2005.
78. 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, p.161-165. 2000.
79. SERENE, T.P.; ADAMS, J.D.; SAXENA, A.. **Nickel-titanium Instruments: Applications in Endodontics**. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica, 1995. 112p.
80. SEROTA, K.S.; GLASSMAN, G.D. K3 Nickel-titanium system: Variable Taper Sequence. The G-Pack. *Giornale Italiano di Endodonzia* v.20, n.3, p.148-151. 2006.
81. SCHÄFER, E., TEPEL, J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. **Journal of Endodontics**, v.27, n.4, p.299-303, apr. 2001.
82. SCHÄFER, E. & FLOREK, H. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. **International Endodontic Journal**, v.36, p.199-207. 2003.
83. SCHÄFER, E & SCHILINGEMANN. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K Flexofile. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. **International Endodontic Journal**, v.36, p.208-217. 2003.
84. SCHÄFER, E.; DZEPINA, A.; DANESH, G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics**, v.96, p.757-763, dec. 2003.
85. SCHÄFER, 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, p.229-238. 2004.
86. SONNTAG, D.; OTT, M.; KOOK, K.; STACHNISS, V. Root canal preparation with the NiTi systems K3, MTwo and ProTaper. **Australian Endodontic Journal**, v.33, n. 2, p.73-81, aug. 2007.

87. 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.
88. THOMPSON, S.A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. **International Endodontic Journal**, v.33, p.297-310, jul. 2000
89. THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. **International Endodontic Journal**, v.30, p.1. 1997.
90. TOBUSHI H.; IKAI, A.; YAMADA, S.; TANAKA, K.; LEXCELLENT, C. Thermomechanical properties of TiNi shape memory alloy. **Journal de Physique IV**, v.6, p. 385-393. 1996.
91. TRIPI, 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. 2006.
92. TROIAN, C.H.; SÓ, M.V.R.; FIGUEIREDO, J.A.P.; OLIVEIRA, E.P.M. Deformation and fracture of Race and K3 instruments according to the number of uses. **International Endodontic Journal**, v.39, n.8, p.616-625, aug. 2006.
93. TURPIN, Y.L.; CHAGNEAU, F.; VULCAIN, J.M. Impact of theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. **Journal of Endodontics**, v.26, n.7, p. 414-417, jul. 2000.
94. 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
95. VAUDT, J.; BITTER, K.; NEUMANN, K.; KIELBASSA, A.M. Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. **International Endodontic Journal**, v.42, p.22-33. 2009.
96. VERSIANI, M.A.; PASCON, E.A; SOUSA, C.J.A.; BORGES, M.A.G.; SOUSA-NETO, M.D. Influence of shaft design on the shaping ability of 3 nickel-titanium rotary systems by means of spiral computerized tomography. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics**, v.105, p.807-813. 2008.
97. 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, p.163-172, feb. 2008.

98. WALIA, H.T; 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.
99. WAYMAN, C.M. Some applications of shape-memory alloys. **Journal of Metals**. p.129-137. 1980.
100. WAYMAN, C.M.; DUERIG, T.W. An introduction to martensite and shape memory. **Engineering Aspects of Shape Memory Alloys**, p.3-20. 1990.
101. WHIPPLE, S.J.; KIRKPATRICK, T.C.; RUTLEDGE, R.E. Cyclic fatigue resistance of two variable-taper Rotary file systems: ProTaper Universal and V-Taper. **Journal of Endodontics**, v.35, n.4, p.555-558, apr. 2009.
102. WILDEY, W.L.; SENIA, E.S.; MONTGOMERY, S. Another look at root canal instrumentation. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology**, v.74, p.499-507, oct. 1992.
103. WILLIAMSON, A.E.; SANDOR, A.J; JUSTMAN, B.C. A comparison of three nickel titanium Rotary systems, EndoSequence, ProTaper Universal and ProFile GT, for canal cleaning ability. **Journal of Endodontics**, v.35, n. 1, p.107-109, jan. 2009.
104. 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, apr. 2006.
105. YAO, J.H.; SCHWARTZ, S.A; BEESON, T.J. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. **Journal of Endodontics**, v.32, n.1, p.55-57, jan. 2006.
106. YARED, G. M.; BOU DAGHER, F.E.; MACHTOU, P. Cyclic fatigue of ProFile rotay instruments after simulated clinical use. **International Endodontic Journal**, v.32, n.2, p.115-119, mar. 1999.
107. 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, p.92-96, jan. 2002.
108. YARED , G.; KULKARNI, G. K. ; GHOSSAYN, F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. **International Endodontic Journal**, v.36, p. 764-9. 2003a.
109. YARED , G.; KULKARNI, G. K. ; GHOSSAYN, F. Torsional properties of new and used rotary K3 NiTi files. **Australian Endodontic Journal**, v.29, p.75-78. 2003b.

110. YARED, G. In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel-titanium rotary files. **Journal of Endodontics**, v.30, n.6, p. 410-412, jun. 2004.
111. YOSHIMINE, Y.; ONO, M.; AKAMINE, A. The shaping effects of three nickel-titanium rotary instruments in simulated s-shaped canals. **Journal of Endodontics**, v.31, n.5, p.373-375, may. 2005.
112. ZINELIS, S.; ELIADES, T.; ELIADES, G.. A metallurgical characterization of ten endodontic NiTi instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of NiTi endodontic instruments. **Intenational Endodontic Journal**, v.43, p.125-34. 2010

APÊNDICE A
RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA
 Instrumentos *ProTaper Universal*

mm	S2												Média	Desvio Padrão	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12			
1	0,212	0,212	0,212	0,229	0,247	0,212	0,256	0,236	0,236	0,236	0,236	0,236	0,236	0,230	0,015
2	0,265	0,265	0,265	0,300	0,282	0,300	0,315	0,275	0,315	0,314	0,275	0,295	0,289	0,020	
3	0,353	0,368	0,368	0,338	0,359	0,344	0,344	0,359	0,353	0,353	0,353	0,353	0,354	0,009	
4	0,406	0,406	0,424	0,406	0,434	0,388	0,453	0,413	0,453	0,433	0,413	0,413	0,420	0,020	
5	0,477	0,441	0,477	0,477	0,494	0,459	0,512	0,492	0,492	0,492	0,492	0,492	0,483	0,019	
6	0,529	0,494	0,529	0,512	0,547	0,512	0,571	0,551	0,571	0,571	0,571	0,571	0,544	0,028	
7	0,582	0,565	0,600	0,582	0,618	0,582	0,649	0,649	0,649	0,630	0,649	0,610	0,614	0,031	
8	0,671	0,653	0,671	0,671	0,688	0,671	0,728	0,708	0,708	0,689	0,728	0,689	0,690	0,024	
9	0,724	0,724	0,741	0,724	0,777	0,741	0,767	0,767	0,767	0,748	0,767	0,748	0,750	0,019	
10	0,812	0,740	0,812	0,829	0,847	0,812	0,867	0,866	0,866	0,825	0,867	0,807	0,829	0,037	
11	0,882	0,882	0,900	0,900	0,935	0,882	0,944	0,970	0,944	0,885	0,925	0,905	0,913	0,030	
12	0,953	0,953	0,971	0,988	1,006	0,971	1,003	1,023	1,003	0,984	0,984	0,984	0,985	0,021	
13	1,006	1,024	1,041	1,059	1,094	1,041	1,082	1,082	1,082	1,062	1,062	1,021	1,055	0,028	
14	1,094	1,094	1,094	1,112	1,147	1,094	1,161	1,141	1,141	1,102	1,141	1,102	1,119	0,025	
15	1,147	1,129	1,147	1,147	1,182	1,147	1,180	1,180	1,200	1,161	1,200	1,161	1,165	0,023	
16	1,182	1,182	1,165	1,200	1,200	1,182	1,200	1,200	1,200	1,180	1,220	1,180	1,191	0,015	

RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA
Instrumentos *ProTaper Universal*

mm	F1												Média	Desvio Padrão	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12			
1	0,269	0,290	0,269	0,269	0,269	0,269	0,269	0,290	0,269	0,269	0,269	0,269	0,269	0,273	0,008
2	0,352	0,330	0,331	0,352	0,352	0,352	0,352	0,393	0,331	0,352	0,352	0,352	0,352	0,350	0,016
3	0,436	0,419	0,419	0,419	0,424	0,424	0,419	0,424	0,424	0,419	0,424	0,439	0,424	0,006	
4	0,476	0,476	0,476	0,476	0,476	0,476	0,476	0,476	0,476	0,476	0,476	0,476	0,476	0,476	0,000
5	0,538	0,517	0,517	0,538	0,559	0,538	0,538	0,571	0,517	0,538	0,559	0,538	0,539	0,017	
6	0,600	0,600	0,579	0,600	0,621	0,579	0,600	0,600	0,579	0,600	0,620	0,579	0,596	0,014	
7	0,662	0,641	0,662	0,683	0,683	0,662	0,662	0,641	0,662	0,683	0,683	0,663	0,666	0,014	
8	0,745	0,703	0,703	0,724	0,724	0,724	0,745	0,703	0,703	0,724	0,724	0,724	0,721	0,014	
9	0,786	0,745	0,745	0,807	0,745	0,766	0,786	0,745	0,745	0,807	0,745	0,766	0,766	0,024	
10	0,828	0,807	0,807	0,848	0,786	0,848	0,828	0,807	0,807	0,848	0,786	0,848	0,821	0,023	
11	0,869	0,848	0,848	0,910	0,860	0,890	0,869	0,848	0,848	0,910	0,869	0,890	0,872	0,022	
12	0,931	0,890	0,931	0,931	0,910	0,931	0,931	0,890	0,931	0,931	0,910	0,931	0,921	0,016	
13	0,972	0,931	0,972	0,972	0,972	0,972	0,972	0,931	0,972	0,972	0,972	0,972	0,965	0,015	
14	1,014	0,993	1,034	1,014	1,034	0,993	1,014	0,993	1,034	1,014	1,034	0,993	1,014	0,017	
15	1,055	1,076	1,055	1,055	1,117	1,014	1,055	1,076	1,055	1,055	1,117	1,014	1,062	0,031	
16	1,097	1,159	1,097	1,097	1,159	1,076	1,097	1,159	1,097	1,097	1,159	1,076	1,114	0,033	
17	1,117	1,179	1,159	1,159	1,179	1,138	1,117	1,179	1,159	1,159	1,179	1,138	1,155	0,022	

RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA
Instrumentos *ProTaper Universal*

mm	F2												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,364	0,346	0,364	0,382	0,364	0,346	0,346	0,346	0,325	0,325	0,346	0,346	0,350	0,016
2	0,456	0,455	0,436	0,455	0,436	0,436	0,427	0,448	0,407	0,427	0,448	0,427	0,438	0,015
3	0,515	0,515	0,500	0,500	0,485	0,485	0,512	0,500	0,500	0,500	0,500	0,500	0,501	0,010
4	0,564	0,582	0,564	0,582	0,582	0,564	0,570	0,590	0,570	0,590	0,570	0,570	0,575	0,010
5	0,618	0,636	0,636	0,655	0,636	0,638	0,631	0,651	0,610	0,651	0,651	0,631	0,637	0,014
6	0,691	0,709	0,691	0,691	0,691	0,709	0,692	0,692	0,671	0,712	0,671	0,692	0,693	0,013
7	0,727	0,764	0,727	0,764	0,746	0,764	0,753	0,753	0,753	0,753	0,712	0,753	0,747	0,017
8	0,800	0,800	0,800	0,818	0,782	0,800	0,814	0,793	0,773	0,773	0,773	0,793	0,793	0,015
9	0,856	0,836	0,836	0,855	0,855	0,873	0,834	0,834	0,834	0,834	0,834	0,834	0,843	0,013
10	0,891	0,891	0,873	0,891	0,909	0,909	0,875	0,895	0,854	0,895	0,875	0,895	0,888	0,016
11	0,927	0,963	0,927	0,927	0,946	0,946	0,915	0,936	0,915	0,936	0,936	0,915	0,932	0,015
12	0,964	1,000	0,964	0,964	0,982	0,964	0,956	0,956	0,976	0,956	0,956	0,956	0,966	0,014
13	1,000	1,036	1,000	1,000	1,018	0,982	0,997	1,017	0,976	1,017	0,997	0,976	1,001	0,018
14	1,036	1,055	1,010	1,036	1,036	1,018	1,037	1,037	1,017	1,037	1,017	0,997	1,028	0,016
15	1,073	1,073	1,055	1,073	1,073	1,073	1,070	1,098	1,058	1,098	1,037	1,037	1,068	0,019
16	1,109	1,109	1,109	1,145	1,127	1,145	1,159	1,159	1,139	1,180	1,119	1,119	1,135	0,023
17	1,182	1,164	1,182	1,200	1,182	1,182	1,200	1,200	1,200	1,220	1,200	1,200	1,193	0,015

RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA
Instrumentos K3

mm	20.06												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,257	0,264	0,265	0,260	0,255	0,256	0,264	0,266	0,264	0,264	0,265	0,263	0,262	0,004
2	0,309	0,325	0,316	0,326	0,321	0,311	0,322	0,326	0,326	0,327	0,331	0,327	0,322	0,007
3	0,364	0,381	0,375	0,392	0,378	0,375	0,380	0,379	0,382	0,383	0,384	0,384	0,380	0,007
4	0,424	0,442	0,435	0,447	0,375	0,380	0,379	0,444	0,448	0,441	0,449	0,436	0,425	0,029
5	0,474	0,499	0,498	0,510	0,502	0,494	0,513	0,511	0,508	0,506	0,510	0,492	0,501	0,011
6	0,545	0,561	0,558	0,572	0,555	0,552	0,570	0,560	0,559	0,568	0,573	0,575	0,562	0,009
7	0,602	0,625	0,621	0,630	0,626	0,622	0,631	0,628	0,625	0,629	0,628	0,622	0,624	0,008
8	0,673	0,678	0,680	0,677	0,680	0,670	0,688	0,684	0,679	0,682	0,682	0,681	0,680	0,005
9	0,731	0,734	0,733	0,749	0,734	0,718	0,747	0,743	0,745	0,751	0,751	0,748	0,740	0,010
10	0,788	0,788	0,802	0,808	0,794	0,788	0,813	0,811	0,807	0,807	0,801	0,802	0,801	0,009
11	0,830	0,850	0,862	0,863	0,849	0,848	0,870	0,874	0,872	0,876	0,865	0,863	0,860	0,014
12	0,899	0,928	0,922	0,928	0,919	0,904	0,930	0,934	0,929	0,932	0,937	0,930	0,924	0,012
13	0,978	0,976	0,973	0,988	0,966	0,976	0,991	0,985	0,981	0,978	0,979	0,961	0,978	0,008
14	1,017	1,029	1,036	1,043	1,042	1,024	1,039	1,047	1,042	1,044	1,047	1,035	1,037	0,009
15	1,075	1,049	1,103	1,106	1,110	1,078	1,102	1,103	1,101	1,110	1,105	1,095	1,095	0,018
16	1,133	1,094	1,146	1,143	1,151	1,124	1,163	1,146	1,151	1,157	1,161	1,151	1,143	0,019

RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA
Instrumentos K3

mm	25.06												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,289	0,308	0,289	0,299	0,310	0,297	0,285	0,306	0,303	0,307	0,302	0,293	0,299	0,008
2	0,346	0,346	0,365	0,356	0,374	0,364	0,354	0,366	0,362	0,369	0,366	0,359	0,361	0,008
3	0,423	0,423	0,423	0,423	0,423	0,423	0,423	0,423	0,423	0,423	0,423	0,423	0,423	0,000
4	0,462	0,481	0,462	0,495	0,501	0,480	0,475	0,490	0,465	0,490	0,485	0,475	0,480	0,012
5	0,539	0,558	0,539	0,545	0,556	0,548	0,539	0,552	0,545	0,553	0,549	0,549	0,548	0,006
6	0,615	0,615	0,596	0,593	0,601	0,598	0,598	0,612	0,610	0,609	0,599	0,602	0,604	0,008
7	0,654	0,692	0,673	0,660	0,668	0,650	0,656	0,678	0,665	0,686	0,664	0,660	0,667	0,012
8	0,731	0,769	0,731	0,714	0,739	0,718	0,735	0,735	0,736	0,740	0,740	0,732	0,735	0,013
9	0,789	0,808	0,808	0,782	0,790	0,774	0,782	0,794	0,799	0,795	0,787	0,790	0,791	0,010
10	0,827	0,865	0,846	0,840	0,845	0,834	0,839	0,865	0,851	0,852	0,847	0,851	0,847	0,011
11	0,923	0,923	0,923	0,886	0,913	0,890	0,904	0,920	0,914	0,913	0,912	0,911	0,911	0,012
12	0,981	1,000	1,000	0,966	0,977	0,955	0,965	0,980	0,971	0,972	0,969	0,969	0,975	0,013
13	1,058	1,058	1,038	1,027	1,036	1,019	1,022	1,034	1,034	1,032	1,037	1,027	1,035	0,012
14	1,135	1,096	1,096	1,068	1,084	1,073	1,084	1,091	1,085	1,089	1,085	1,087	1,089	0,016
15	1,154	1,173	1,135	1,134	1,144	1,145	1,133	1,158	1,143	1,152	1,153	1,151	1,148	0,011
16	1,192	1,120	1,192	1,205	1,196	1,181	1,194	1,207	1,208	1,212	1,214	1,214	1,195	0,025

RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA
Instrumentos K3

<i>mm</i>	30.06												<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,353	0,368	0,368	0,382	0,383	0,367	0,400	0,383	0,359	0,359	0,375	0,359	0,371	0,014
2	0,441	0,456	0,412	0,412	0,450	0,417	0,430	0,467	0,406	0,422	0,422	0,406	0,428	0,020
3	0,485	0,500	0,471	0,485	0,500	0,484	0,500	0,500	0,500	0,483	0,500	0,483	0,491	0,010
4	0,529	0,558	0,529	0,559	0,583	0,550	0,567	0,567	0,547	0,531	0,547	0,531	0,550	0,018
5	0,618	0,603	0,618	0,632	0,633	0,633	0,633	0,633	0,578	0,594	0,540	0,594	0,609	0,029
6	0,677	0,677	0,677	0,677	0,683	0,700	0,700	0,683	0,641	0,656	0,656	0,672	0,675	0,017
7	0,735	0,735	0,706	0,735	0,733	0,767	0,783	0,750	0,719	0,734	0,719	0,719	0,736	0,022
8	0,779	0,809	0,750	0,794	0,800	0,833	0,817	0,833	0,797	0,813	0,797	0,766	0,799	0,025
9	0,838	0,868	0,838	0,868	0,883	0,883	0,883	0,867	0,813	0,875	0,859	0,844	0,860	0,022
10	0,897	0,941	0,912	0,941	0,950	0,967	0,950	0,933	0,891	0,922	0,906	0,905	0,926	0,024
11	0,985	1,000	0,985	1,000	1,000	1,033	1,000	1,000	0,953	1,000	0,969	0,984	0,992	0,020
12	1,044	1,044	1,029	1,044	1,067	1,100	1,083	1,083	1,031	1,063	1,047	1,047	1,057	0,022
13	1,118	1,103	1,103	1,103	1,133	1,150	1,133	1,133	1,094	1,109	1,094	1,109	1,115	0,018
14	1,191	1,176	1,162	1,176	1,183	1,217	1,183	1,200	1,156	1,172	1,172	1,156	1,179	0,018
15	1,235	1,221	1,221	1,235	1,250	1,267	1,250	1,283	1,260	1,118	1,188	1,219	1,229	0,043

RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA
Instrumentos *EndoSequence*

mm	20.06												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,233	0,251	0,269	0,233	0,233	0,269	0,233	0,253	0,253	0,232	0,232	0,232	0,244	0,015
2	0,305	0,340	0,322	0,305	0,287	0,340	0,316	0,316	0,337	0,326	0,316	0,316	0,319	0,016
3	0,362	0,397	0,379	0,362	0,367	0,383	0,383	0,383	0,379	0,397	0,397	0,379	0,381	0,012
4	0,430	0,430	0,440	0,448	0,430	0,448	0,463	0,505	0,463	0,484	0,463	0,421	0,452	0,025
5	0,502	0,502	0,484	0,519	0,502	0,537	0,547	0,547	0,547	0,547	0,626	0,526	0,532	0,037
6	0,573	0,555	0,591	0,609	0,609	0,591	0,632	0,632	0,590	0,632	0,690	0,611	0,610	0,035
7	0,609	0,608	0,699	0,663	0,663	0,645	0,674	0,695	0,653	0,653	0,695	0,653	0,659	0,030
8	0,681	0,734	0,716	0,752	0,699	0,716	0,737	0,716	0,737	0,737	0,758	0,716	0,725	0,022
9	0,770	0,806	0,734	0,823	0,752	0,806	0,821	0,779	0,800	0,821	0,800	0,821	0,794	0,029
10	0,842	0,860	0,788	0,878	0,824	0,842	0,884	0,821	0,842	0,884	0,842	0,884	0,849	0,030
11	0,878	0,896	0,860	0,931	0,878	0,896	0,926	0,905	0,884	0,926	0,905	0,926	0,901	0,023
12	0,913	0,896	0,913	0,949	0,949	0,949	0,947	1,011	0,947	0,947	0,990	0,968	0,948	0,032
13	0,949	0,967	0,967	0,985	0,985	0,967	0,990	1,032	0,990	1,032	1,074	1,011	0,996	0,036
14	1,003	1,003	1,003	1,039	1,039	1,057	1,053	1,053	1,032	1,053	1,137	1,074	1,046	0,037
15	1,075	1,075	1,057	1,093	1,075	1,110	1,095	1,095	1,095	1,095	1,158	1,116	1,095	0,026
16	1,146	1,146	1,128	1,146	1,146	1,164	1,158	1,137	1,179	1,179	1,200	1,158	1,157	0,020

RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA
Instrumentos *EndoSequence*

mm	25.06												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,358	0,316	0,337	0,316	0,316	0,295	0,304	0,267	0,267	0,304	0,286	0,286	0,304	0,027
2	0,400	0,421	0,379	0,379	0,358	0,358	0,381	0,365	0,381	0,361	0,361	0,343	0,374	0,021
3	0,419	0,419	0,452	0,436	0,455	0,455	0,439	0,455	0,431	0,448	0,431	0,431	0,439	0,013
4	0,526	0,505	0,526	0,484	0,505	0,484	0,476	0,476	0,495	0,457	0,495	0,457	0,491	0,023
5	0,611	0,590	0,590	0,568	0,590	0,590	0,514	0,552	0,552	0,533	0,552	0,552	0,566	0,028
6	0,653	0,632	0,653	0,653	0,674	0,653	0,610	0,591	0,627	0,591	0,667	0,629	0,636	0,028
7	0,737	0,695	0,716	0,737	0,716	0,716	0,686	0,667	0,690	0,627	0,743	0,690	0,702	0,033
8	0,779	0,779	0,758	0,779	0,758	0,800	0,762	0,762	0,762	0,705	0,800	0,743	0,766	0,026
9	0,842	0,863	0,821	0,821	0,842	0,863	0,800	0,838	0,838	0,762	0,819	0,819	0,827	0,028
10	0,905	0,926	0,884	0,905	0,905	0,947	0,838	0,857	0,895	0,849	0,838	0,876	0,885	0,035
11	0,947	0,990	0,947	0,990	0,968	0,990	0,876	0,896	0,914	0,914	0,895	0,933	0,938	0,040
12	1,011	1,032	0,990	1,032	1,032	1,032	0,933	0,952	0,933	0,952	0,971	0,971	0,987	0,040
13	1,074	1,074	1,074	1,095	1,053	1,053	0,951	0,991	0,971	0,991	1,029	1,010	1,031	0,047
14	1,095	1,137	1,116	1,116	1,095	1,116	1,048	1,067	1,029	1,048	1,067	1,067	1,083	0,034
15	1,137	1,179	1,158	1,158	1,158	1,137	1,105	1,105	1,105	1,124	1,124	1,124	1,135	0,024
16	1,158	1,200	1,179	1,179	1,200	1,179	1,162	1,162	1,162	1,181	1,162	1,200	1,177	0,016

RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA
Instrumentos *EndoSequence*

mm	30.06												Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
1	0,330	0,348	0,348	0,348	0,330	0,330	0,358	0,376	0,340	0,340	0,358	0,340	0,346	0,013
2	0,435	0,417	0,452	0,417	0,435	0,417	0,430	0,448	0,430	0,394	0,430	0,412	0,426	0,015
3	0,500	0,532	0,484	0,484	0,483	0,483	0,467	0,467	0,500	0,500	0,500	0,500	0,492	0,017
4	0,557	0,522	0,574	0,539	0,557	0,557	0,538	0,555	0,537	0,537	0,555	0,555	0,549	0,013
5	0,626	0,626	0,661	0,574	0,643	0,626	0,609	0,627	0,591	0,609	0,627	0,609	0,619	0,022
6	0,678	0,713	0,713	0,713	0,696	0,678	0,699	0,681	0,681	0,663	0,716	0,716	0,696	0,018
7	0,783	0,783	0,765	0,783	0,765	0,783	0,770	0,752	0,716	0,734	0,770	0,788	0,766	0,021
8	0,852	0,817	0,887	0,835	0,835	0,870	0,824	0,842	0,788	0,806	0,824	0,806	0,832	0,027
9	0,870	0,904	0,939	0,870	0,904	0,939	0,860	0,913	0,860	0,878	0,860	0,860	0,888	0,029
10	0,939	0,974	0,991	0,922	0,939	0,957	0,896	0,985	0,913	0,913	0,897	0,913	0,937	0,032
11	0,974	1,043	1,026	0,991	1,009	0,991	0,967	1,021	1,003	0,967	0,949	0,985	0,994	0,027
12	1,043	1,096	1,043	1,043	1,026	1,026	1,003	1,057	1,039	1,021	1,021	1,057	1,040	0,023
13	1,078	1,130	1,096	1,096	1,078	1,078	1,093	1,075	1,075	1,075	1,075	1,110	1,088	0,017
14	1,130	1,130	1,148	1,148	1,130	1,130	1,128	1,110	1,110	1,110	1,110	1,146	1,128	0,014
15	1,165	1,165	1,183	1,148	1,165	1,165	1,164	1,164	1,146	1,146	1,146	1,164	1,160	0,011
16	1,200	1,165	1,200	1,165	1,200	1,183	1,182	1,200	1,182	1,200	1,164	1,200	1,187	0,015

APÊNDICE B**RESULTADOS DOS ENSAIOS DE FLEXÃO A 45°****GRUPO CONTROLE – 1A Instrumentos *ProTaper Universal***

	<i>Momento de Dobramento M_D (N.cm)</i>		
	PTU S2	PTU F1	PTU F2
1	0,309	0,521	0,826
2	0,278	0,560	0,848
3	0,287	0,514	0,770
4	0,261	0,516	0,876
5	0,279	0,472	0,952
6	0,257	0,508	0,935
7	0,271	0,477	0,849
8	0,250	0,490	0,820
9	0,259	0,470	0,770
10	0,229	0,464	0,889
MÉDIA	0,268	0,499	0,854
DESV. PADRÃO	0,022	0,030	0,062

GRUPO CONTROLE – 1B Instrumentos *K3*

	<i>Momento de Dobramento M_D (N.cm)</i>		
	K3 20.06	K3 25.06	K3 30.06
1	0,470	0,603	0,889
2	0,619	0,679	1,057
3	0,428	0,651	1,017
4	0,436	0,614	0,898
5	0,515	0,664	1,052
6	0,552	0,734	0,944
7	0,504	0,760	0,975
8	0,438	0,608	0,940
9	0,496	0,656	1,092
10	0,519	0,793	1,063
MÉDIA	0,498	0,676	0,993
DESV. PADRÃO	0,059	0,066	0,073

GRUPO CONTROLE – 1C Instrumentos *EndoSequence*

	<i>Momento de Dobramento M_D (N.cm)</i>		
	ES 20.06	ES 25.06	ES 30.06
1	0,269	0,402	0,613
2	0,254	0,399	0,577
3	0,256	0,339	0,474
4	0,257	0,406	0,578
5	0,234	0,458	0,588
6	0,215	0,429	0,569
7	0,285	0,372	0,567
8	0,251	0,427	0,528
9	0,275	0,363	0,581
10	0,274	0,453	0,536
MÉDIA	0,257	0,405	0,561
DESV. PADRÃO	0,021	0,039	0,039

APÊNDICE C

RESULTADOS DOS ENSAIOS DE FADIGA

GRUPO CONTROLE – 2A Instrumentos *ProTaper Universal*

	<i>PTU S2</i>		
	Tempo (s)	NCF	Posição (mm)
1	117	585	3,0
2	145	725	2,5
3	110	550	3,0
4	148	740	3,0
5	112	560	3,5
6	151	755	3,0
7	113	565	3,5
8	131	655	3,5
9	123	615	3,5
10	140	700	3,5
11	148	740	3,0
12	132	660	3,0
MÉDIA	131	654	3,2
DESV. PADRÃO	15	77	0,3

	<i>PTU F1</i>		
	Tempo (s)	NCF	Posição (mm)
1	64	320	3,0
2	72	360	2,5
3	73	365	2,5
4	87	435	3,5
5	98	490	3,0
6	63	315	3,0
7	78	390	3,0
8	68	340	3,0
9	77	385	3,5
10	70	350	4,0
11	78	390	3,0
12	78	390	3,0
MÉDIA	76	378	3,1
DESV. PADRÃO	10	49	0,4

GRUPO CONTROLE – 2B Instrumentos K3

	<i>K3 20/.06</i>		
	Tempo (s)	NCF	Posição (mm)
1	94	470	3,0
2	87	435	2,5
3	107	535	3,0
4	80	400	2,5
5	88	440	2,5
6	121	605	3,0
7	98	490	2,5
8	102	510	3,0
9	121	605	2,8
10	102	510	2,5
MÉDIA	100	500	2,7
DESV. PADRÃO	14	69	0,2

	<i>K3 25/.06</i>		
	Tempo (s)	NCF	Posição (mm)
1	82	410	3,8
2	73	365	3,0
3	91	455	3,0
4	106	530	3,0
5	71	355	2,5
6	75	375	3,0
7	82	410	3,0
8	70	350	3,0
9	98	490	3,2
10	77	385	2,5
MÉDIA	83	413	3,0
DESV. PADRÃO	12	61	0,4

GRUPO CONTROLE – 2C Instrumentos *EndoSequence*

	<i>ES 20/.06</i>		
	Tempo (s)	NCF	Posição (mm)
1	101	505	3,0
2	85	425	2,8
3	62	310	3,0
4	79	395	3,0
5	67	335	3,0
6	86	430	2,0
7	78	390	2,0
8	86	430	2,0
9	96	480	3,0
10	98	490	3,0
MÉDIA	84	419	2,7
DESV. PADRÃO	13	64	0,5

	<i>ES 25/.06</i>		
	Tempo (s)	NCF	Posição (mm)
1	56	280	3,0
2	58	290	3,0
3	54	270	2,5
4	73	365	3,0
5	92	460	3,0
6	92	460	3,0
7	83	415	3,0
8	79	395	3,0
9	56	280	3,0
10	83	415	3,0
MÉDIA	73	363	3,0
DESV. PADRÃO	15	77	0,2

APÊNDICE D**RESULTADOS DOS ENSAIOS DE FLEXÃO A 45° APÓS CICLAGEM POR FADIGA****GRUPO EXPERIMENTAL – 4A – CICLAGEM 1/4 VIDA ÚTIL***Instrumentos ProTaper Universal*

	<i>Momento de Dobramento M_D (N.cm)</i>	
	PTU S2	PTU F1
1	0,284	0,545
2	0,288	0,538
3	0,293	0,523
4	0,259	0,487
5	0,328	0,504
6	0,287	0,532
7	0,318	0,489
8	0,283	0,483
9	0,228	0,510
10	0,238	0,531
MÉDIA	0,281	0,514
DESV. PADRÃO	0,032	0,023

GRUPO EXPERIMENTAL – 5A – CICLAGEM 3/4 VIDA ÚTIL*Instrumentos ProTaper Universal*

	<i>Momento de Dobramento M_D (N.cm)</i>	
	PTU S2	PTU F1
1	0,326	0,491
2	0,291	0,549
3	0,253	0,486
4	0,255	0,563
5	0,253	0,527
6	0,278	0,537
7	0,282	0,508
8	0,232	0,520
9	0,265	0,545
10	0,253	0,445
MÉDIA	0,269	0,517
DESV. PADRÃO	0,027	0,035

GRUPO EXPERIMENTAL – 4B – CICLAGEM 1/4 VIDA ÚTIL

Instrumentos K3

	<i>Momento de Dobramento M_D (N.cm)</i>	
	K3 20.06	K3 25.06
1	0,587	0,692
2	0,457	0,603
3	0,511	0,765
4	0,430	0,655
5	0,489	0,723
6	0,459	0,655
7	0,440	0,709
8	0,476	0,694
9	0,470	0,781
10	0,457	0,667
MÉDIA	0,477	0,694
DESV. PADRÃO	0,045	0,053

GRUPO EXPERIMENTAL – 5B – CICLAGEM 3/4 VIDA ÚTIL

Instrumentos K3

	<i>Momento de Dobramento M_D (N.cm)</i>	
	K3 20.06	K3 25.06
1	0,435	0,677
2	0,445	0,679
3	0,436	0,714
4	0,487	0,785
5	0,430	0,734
6	0,424	0,655
7	0,456	0,705
8	0,494	0,598
9	0,447	0,709
10	0,388	0,638
MÉDIA	0,444	0,689
DESV. PADRÃO	0,031	0,052

GRUPO EXPERIMENTAL – 4C – CICLAGEM 1/4 VIDA ÚTIL*Instrumentos EndoSequence*

	<i>Momento de Dobramento M_D (N.cm)</i>	
	ES 20.06	ES 25.06
1	0,225	0,371
2	0,303	0,369
3	0,271	0,354
4	0,308	0,348
5	0,263	0,369
6	0,290	0,354
7	0,253	0,355
8	0,254	0,380
9	0,253	0,358
10	0,309	0,339
MÉDIA	0,273	0,360
DESV. PADRÃO	0,028	0,012

GRUPO EXPERIMENTAL – 5C – CICLAGEM 1/4 VIDA ÚTIL*Instrumentos EndoSequence*

	<i>Momento de Dobramento M_D (N.cm)</i>	
	ES 20.06	ES 25.06
1	0,303	0,318
2	0,263	0,376
3	0,279	0,309
4	0,262	0,339
5	0,262	0,356
6	0,271	0,390
7	0,240	0,369
8	0,288	0,350
9	0,250	0,375
10	0,255	0,355
MÉDIA	0,267	0,354
DESV. PADRÃO	0,019	0,026

APÊNDICE E

RESULTADOS DOS ENSAIOS DE FLEXÃO A 45° APÓS CICLAGEM POR TORÇÃO

GRUPO EXPERIMENTAL – 3A Instrumentos *ProTaper Universal*

	<i>Momento de Dobramento M_D (N.cm)</i>	
	PTU S2	PTU F1
1	0,262	0,531
2	0,244	0,523
3	0,253	0,396
4	0,234	0,590
5	0,283	0,477
6	0,267	0,473
7	0,248	0,533
8	0,292	0,550
9	0,322	0,453
10	0,249	0,428
MÉDIA	0,265	0,495
DESV. PADRÃO	0,027	0,060

GRUPO EXPERIMENTAL – 3B Instrumentos *K3*

	<i>Momento de Dobramento M_D (N.cm)</i>	
	K3 20.06	K3 25.06
1	0,534	0,623
2	0,610	0,676
3	0,596	0,753
4	0,386	0,772
5	0,539	0,646
6	0,472	0,581
7	0,587	0,683
8	0,494	0,786
9	0,477	0,616
10	0,465	0,798
MÉDIA	0,516	0,693
DESV. PADRÃO	0,070	0,079

GRUPO EXPERIMENTAL – 3C Instrumentos *EndoSequence*

	<i>Momento de Dobramento M_D (N.cm)</i>	
	ES 20.06	ES 25.06
1	0,269	0,397
2	0,263	0,345
3	0,237	0,367
4	0,259	0,360
5	0,279	0,380
6	0,297	0,403
7	0,241	0,388
8	0,280	0,389
9	0,212	0,434
10	0,207	0,348
MÉDIA	0,255	0,381
DESV. PADRÃO	0,030	0,027